JC13 Rec'd PCT/PTO 10/031107
10 JAN 2002

8/prts

VERIFICATION OF A TRANSLATION

I, the below named translator, hereby declare that:

My name and post office address are stated below:

Alun Williams, MA., MSc., MIL., DipTrans IoL.,
translator to Taylor & Meyer,
20 Kingsmead Road,
LONDON SW2 3JD

I am knowledgeable in the English language and in the language in which the below identified international application was filed, and I believe the English translation of the international application No. PCT/EP01/04978 is a true and complete translation of the above identified international application as filed.

I hereby declare that all statements made herein of my own knowledge are true and that all statements made on information and belief are believed to be true; and further that these statements were made with the knowledge that willful false statements and the like so made are punishable by fine or imprisonment, or both, under Section 1001 of Title 18 of the United States Code and that such willful false statements may jeopardize the validity of the application of any patent issued thereon.

Alun Williams

.....

(translator)

PATENT COOPERATION TREATY

From the INTERNATIONAL BUREAU

PCT

NOTIFICATION OF RECEIPT OF RECORD COPY

(PCT Rule 24.2(a)) 16 JUL 2001

To:

VON HELLFELD, Axel
Wuesthoff & Wuesthoff
Schweigerstrasse 2
81541 München
ALLEMAGNE

Date of mailing (day/month/year)	IMPORTANT NOTIFICATION
09 July 2001 (09.07.01)	
Applicant's or agent's file reference	**International application No.**
EP-86333/PCT	PCT/EP01/04978

The applicant is hereby notified that the International Bureau has received the record copy of the international application as detailed below.

Name(s) of the applicant(s) and State(s) for which they are applicants:

WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE AG (for all designated States except US)
MROCHEN, Michael et al (for US)

International filing date	:	03 May 2001 (03.05.01)
Priority date(s) claimed	:	11 May 2000 (11.05.00)
Date of receipt of the record copy by the International Bureau	:	21 June 2001 (21.06.01)
List of designated Offices	:	

AP :GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZW
EA :AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM
EP :AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR
OA :BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG
National :AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV, MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG, US,UZ,VN,YU,ZA,ZW

ATTENTION

The applicant should carefully check the data appearing in this Notification. In case of any discrepancy between these data and the indications in the international application, the applicant should immediately inform the International Bureau.

In addition, the applicant's attention is drawn to the information contained in the Annex, relating to:

- [X] time limits for entry into the national phase
- [] confirmation of precautionary designations
- [] requirements regarding priority documents

A copy of this Notification is being sent to the receiving Office and to the International Searching Authority.

The International Bureau of WIPO
34, chemin des Colombettes
1211 Geneva 20, Switzerland

Facsimile No. (41-22) 740.14.35

Authorized officer:

E. Loris

Telephone No. (41-22) 338.83.38

International application No.
PCT/EP01/04978

INFORMATION ON TIME LIMITS FOR ENTERING THE NATIONAL PHASE

The applicant is reminded that the "national phase" must be entered before each of the designated Offices indicated in the Notification of Receipt of Record Copy (Form PCT/IB/301) by paying national fees and furnishing translations, as prescribed by the applicable national laws.

The time limit for performing these procedural acts is **20 MONTHS** from the priority date or, for those designated States which the applicant elects in a demand for international preliminary examination or in a later election, **30 MONTHS** from the priority date, provided that the election is made before the expiration of 19 months from the priority date. Some designated (or elected) Offices have fixed time limits which expire even later than 20 or 30 months from the priority date. In other Offices an extension of time or grace period, in some cases upon payment of an additional fee, is available.

In addition to these procedural acts, the applicant may also have to comply with other special requirements applicable in certain Offices. **It is the applicant's responsibility** to ensure that the necessary steps to enter the national phase are taken in a timely fashion. Most designated Offices do not issue reminders to applicants in connection with the entry into the national phase.

For detailed information about the procedural acts to be performed to enter the national phase before each designated Office, the applicable time limits and possible extensions of time or grace periods, and any other requirements, see the relevant Chapters of Volume II of the PCT Applicant's Guide. Information about the requirements for filing a demand for international preliminary examination is set out in Chapter IX of Volume I of the PCT Applicant's Guide.

GR and ES became bound by PCT Chapter II on 7 September 1996 and 6 September 1997, respectively, and may, therefore, be elected in a demand or a later election filed on or after 7 September 1996 and 6 September 1997, respectively, regardless of the filing date of the international application. (See second paragraph above.)

Note that only an applicant who is a national or resident of a PCT Contracting State which is bound by Chapter II has the right to file a demand for international preliminary examination.

CONFIRMATION OF PRECAUTIONARY DESIGNATIONS

This notification lists only specific designations made under Rule 4.9(a) in the request. It is important to check that these designations are correct. Errors in designations can be corrected where precautionary designations have been made under Rule 4.9(b). The applicant is hereby reminded that any precautionary designations may be confirmed according to Rule 4.9(c) before the expiration of 15 months from the priority date. If it is not confirmed, it will automatically be regarded as withdrawn by the applicant. There will be no reminder and no invitation. Confirmation of a designation consists of the filing of a notice specifying the designated State concerned (with an indication of the kind of protection or treatment desired) and the payment of the designation and confirmation fees. Confirmation must reach the receiving Office within the 15-month time limit.

REQUIREMENTS REGARDING PRIORITY DOCUMENTS

For applicants who have not yet complied with the requirements regarding priority documents, the following is recalled.

Where the priority of an earlier national, regional or international application is claimed, the applicant must submit a copy of the said earlier application, certified by the authority with which it was filed ("the priority document") to the receiving Office (which will transmit it to the International Bureau) or directly to the International Bureau, before the expiration of 16 months from the priority date, provided that any such priority document may still be submitted to the International Bureau before that date of international publication of the international application, in which case that document will be considered to have been received by the International Bureau on the last day of the 16-month time limit (Rule 17.1(a)).

Where the priority document is issued by the receiving Office, the applicant may, instead of submitting the priority document, request the receiving Office to prepare and transmit the priority document to the International Bureau. Such request must be made before the expiration of the 16-month time limit and may be subjected by the receiving Office to the payment of a fee (Rule 17.1(b)).

If the priority document concerned is not submitted to the International Bureau or if the request to the receiving Office to prepare and transmit the priority document has not been made (and the corresponding fee, if any, paid) within the applicable time limit indicated under the preceding paragraphs, any designated State may disregard the priority claim, provided that no designated Office may disregard the priority claim concerned before giving the applicant an opportunity to furnish the priority document within a time limit which is reasonable under the circumstances.

Where several priorities are claimed, the priority date to be considered for the purposes of computing the 16-month time limit is the filing date of the earliest application whose priority is claimed.

PATENT COOPERATION TREATY

WUESTHOFF & WUESTHOFF
PATENT- UND RECHTSANWÄLTE

From the INTERNATIONAL BUREAU

PCT 16. JULI 2001

To:

VON HELLFELD, Axel
Wuesthoff & Wuesthoff
Schweigerstrasse 2
81541 München
ALLEMAGNE

NOTIFICATION CONCERNING SUBMISSION OR TRANSMITTAL OF PRIORITY DOCUMENT

(PCT Administrative Instructions, Section 411)

Date of mailing (day/month/year) 09 July 2001 (09.07.01)	
Applicant's or agent's file reference EP-86333/PCT	**IMPORTANT NOTIFICATION**
International application No. PCT/EP01/04978	International filing date (day/month/year) 03 May 2001 (03.05.01)
International publication date (day/month/year) Not yet published	Priority date (day/month/year) 11 May 2000 (11.05.00)
Applicant WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE AG et al	

1. The applicant is hereby notified of the date of receipt (except where the letters "NR" appear in the right-hand column) by the International Bureau of the priority document(s) relating to the earlier application(s) indicated below. Unless otherwise indicated by an asterisk appearing next to a date of receipt, or by the letters "NR", in the right-hand column, the priority document concerned was submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b).

2. This updates and replaces any previously issued notification concerning submission or transmittal of priority documents.

3. An **asterisk(*)** appearing next to a date of receipt, in the right-hand column, denotes a priority document submitted or transmitted to the International Bureau but not in compliance with Rule 17.1(a) or (b). In such a case, **the attention of the applicant is directed** to Rule 17.1(c) which provides that no designated Office may disregard the priority claim concerned before giving the applicant an opportunity, upon entry into the national phase, to furnish the priority document within a time limit which is reasonable under the circumstances.

4. The **letters "NR"** appearing in the right-hand column denote a priority document which was not received by the International Bureau or which the applicant did not request the receiving Office to prepare and transmit to the International Bureau, as provided by Rule 17.1(a) or (b), respectively. In such a case, **the attention of the applicant is directed** to Rule 17.1(c) which provides that no designated Office may disregard the priority claim concerned before giving the applicant an opportunity, upon entry into the national phase, to furnish the priority document within a time limit which is reasonable under the circumstances.

Priority date	Priority application No.	Country or regional Office or PCT receiving Office	Date of receipt of priority document
11 May 2000 (11.05.00)	100 22 995.6	DE	21 June 2001 (21.06.01)

The International Bureau of WIPO
34, chemin des Colombettes
1211 Geneva 20, Switzerland

Facsimile No. (41-22) 740.14.35

Authorized officer

E. Loris

Telephone No. (41-22) 338.83.38

PATENT COOPERATION TREATY

From the INTERNATIONAL BUREAU

PCT

NOTICE INFORMING THE APPLICANT OF THE COMMUNICATION OF THE INTERNATIONAL APPLICATION TO THE DESIGNATED OFFICES

(PCT Rule 47.1(c), first sentence)

To:
VON HELLFELD, Axel
Wuesthoff & Wuesthoff
Schweigerstrasse 2
81541 München
ALLEMAGNE

WUESTHOFF&WUESTHOFF
PATENT- UND RECHTSANWÄLTE
23. NOV. 2001

Date of mailing (day/month/year)	
15 November 2001 (15.11.01)	

Applicant's or agent's file reference	IMPORTANT NOTICE
EP-86333/PCT	

International application No.	International filing date (day/month/year)	Priority date (day/month/year)
PCT/EP01/04978	03 May 2001 (03.05.01)	11 May 2000 (11.05.00)

Applicant
WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE AG et al

1. Notice is hereby given that the International Bureau has **communicated**, as provided in Article 20, the international application to the following designated Offices on the date indicated above as the date of mailing of this notice:
 KP,KR,US

 In accordance with Rule 47.1(c), third sentence, those Offices will accept the present notice as conclusive evidence that the communication of the international application has duly taken place on the date of mailing indicated above and no copy of the international application is required to be furnished by the applicant to the designated Office(s).

2. The following designated Offices have waived the requirement for such a communication at this time:
 AE,AG,AL,AM,AP,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EA,EE, EP,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD, MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,OA,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,

 The communication will be made to those Offices only upon their request. Furthermore, those Offices do not require the applicant to furnish a copy of the international application (Rule 49.1(a-bis)).

3. Enclosed with this notice is a copy of the international application as published by the International Bureau on
 15 November 2001 (15.11.01) under No. WO 01/85075

REMINDER REGARDING CHAPTER II (Article 31(2)(a) and Rule 54.2)

If the applicant wishes to postpone entry into the national phase until 30 months (or later in some Offices) from the priority date, **a demand for international preliminary examination** must be filed with the competent International Preliminary Examining Authority before the expiration of 19 months from the priority date.

It is the applicant's sole responsibility to monitor the 19-month time limit.

Note that only an applicant who is a national or resident of a PCT Contracting State which is bound by Chapter II has the right to file a demand for international preliminary examination (at present, all PCT Contracting States are bound by Chapter II).

REMINDER REGARDING ENTRY INTO THE NATIONAL PHASE (Article 22 or 39(1))

If the applicant wishes to proceed with the international application in the **national phase**, he must, within 20 months or 30 months, or later in some Offices, perform the acts referred to therein before each designated or elected Office.

For further important information on the time limits and acts to be performed for entering the national phase, see the Annex to Form PCT/IB/301 (Notification of Receipt of Record Copy) and the PCT Applicant's Guide, Volume II.

The International Bureau of WIPO
34, chemin des Colombettes
1211 Geneva 20, Switzerland

Facsimile No. (41-22) 740.14.35

Authorized officer
J. Zahra

Telephone No. (41-22) 338.91.11

Continuation of Form PCT/IB/308

NOTICE INFORMING THE APPLICANT OF THE COMMUNICATION OF THE INTERNATIONAL APPLICATION TO THE DESIGNATED OFFICES

Date of mailing (day/month/year)	IMPORTANT NOTICE
15 November 2001 (15.11.01)	
Applicant's or agent's file reference	International application No.
EP-86333/PCT	PCT/EP01/04978

The applicant is hereby notified that, at the time of establishment of this Notice, the time limit under Rule 46.1 for making amendments under Article 19 has not yet expired and the International Bureau had received neither such amendments nor a declaration that the applicant does not wish to make amendments.

PCT

ANTRAG

Der Unterzeichnete beantragt, daß die vorliegende internationale Anmeldung nach dem Vertrag über die internationale Zusammenarbeit auf dem Gebiet des Patentwesens behandelt wird.

Vom Anmeldeamt auszufüllen

Internationales Aktenzeichen: PCT/EP01/04978

Internationales Anmeldedatum: 03 MAY 2001 (03.05.01)

EUROPEAN PATENT OFFICE
PCT INTERNATIONAL APPLICATION

Name des Anmeldeamts und "PCT International Application"

Aktenzeichen des Anmelders oder Anwalts *(falls gewünscht)* *(max. 12 Zeichen)*: EP-86333/PCT

Feld Nr. I BEZEICHNUNG DER ERFINDUNG

Verfahren zum Erzeugen eines Steuerprogramms für eine Vorrichtung für die Hornhautchirurgie des Auges

Feld Nr. II ANMELDER ☐ Diese Person ist gleichzeitig Erfinder

Name und Anschrift: *(Familienname, Vorname; bei juristischen Personen vollständige amtliche Bezeichnung. Bei der Anschrift sind die Postleitzahl und der Name des Staats anzugeben. Der in diesem Feld in der Anschrift angegebene Staat ist der Staat des Sitzes oder Wohnsitzes des Anmelders, sofern nachstehend kein Staat des Sitzes oder Wohnsitzes angegeben ist.)*

WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE AG
Am Wolfsmantel 5
91058 Erlangen
DE

Telefonnr.:

Telefaxnr.:

Fernschreibnr.:

Registrierungsnr. des Anmelders beim Amt:

Staatsangehörigkeit *(Staat)*: DE

Sitz oder Wohnsitz *(Staat)*: DE

Diese Person ist Anmelder für folgende Staaten: ☐ alle Bestimmungsstaaten ☒ alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme der Vereinigten Staaten von Amerika ☐ nur die Vereinigten Staaten von Amerika ☐ die im Zusatzfeld angegebenen Staaten

Feld Nr. III WEITERE ANMELDER UND/ODER (WEITERE) ERFINDER

Name und Anschrift: *(Familienname, Vorname; bei juristischen Personen vollständige amtliche Bezeichnung. Bei der Anschrift sind die Postleitzahl und der Name des Staats anzugeben. Der in diesem Feld in der Anschrift angegebene Staat ist der Staat des Sitzes oder Wohnsitzes des Anmelders, sofern nachstehend kein Staat des Sitzes oder Wohnsitzes angegeben ist.)*

MROCHEN, Michael
Bellingrath Strasse 4
01279 Dresden
DE

Diese Person ist:
☐ nur Anmelder
☒ Anmelder und Erfinder
☐ nur Erfinder *(Wird dieses Kästchen angekreuzt, so sind die nachstehenden Angaben nicht nötig.)*

Registrierungsnr. des Anmelders beim Amt:

Staatsangehörigkeit *(Staat)*: DE

Sitz oder Wohnsitz *(Staat)*: DE

Diese Person ist Anmelder für folgende Staaten: ☐ alle Bestimmungsstaaten ☐ alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme der Vereinigten Staaten von Amerika ☒ nur die Vereinigten Staaten von Amerika ☐ die im Zusatzfeld angegebenen Staaten

☒ Weitere Anmelder und/oder (weitere) Erfinder sind auf einem Fortsetzungsblatt angegeben.

Feld Nr. IV ANWALT ODER GEMEINSAMER VERTRETER; ODER ZUSTELLANSCHRIFT

Die folgende Person wird hiermit bestellt/ist bestellt worden, um für den (die) Anmelder vor den zuständigen internationalen Behörden in folgender Eigenschaft zu handeln als: ☒ Anwalt ☐ gemeinsamer Vertreter

Name und Anschrift: *(Familienname, Vorname; bei juristischen Personen vollständige amtliche Bezeichnung. Bei der Anschrift sind die Postleitzahl und der Name des Staats anzugeben.)*

VON HELLFELD, Axel
WUESTHOFF & WUESTHOFF
Schweigerstrasse 2
81541 München
DE

Telefonnr.: 089/62 18 00-0

Telefaxnr.: 089/62 18 00-15

Fernschreibnr.:

Registrierungsnr. des Anwalts beim Amt:

☐ **Zustellanschrift:** Dieses Kästchen ist anzukreuzen, wenn kein Anwalt oder gemeinsamer Vertreter bestellt ist und statt dessen im obigen Feld eine spezielle Zustellanschrift angegeben ist.

Fortsetzung von Feld [redacted] WEITERE ANMELDER UND/ODER (WEI[redacted]) ERFINDER

Wird keines der folgenden Felder benutzt, so sollte dieses Blatt dem Antrag nicht beigefügt werden.

Name und Anschrift: *(Familienname, Vorname; bei juristischen Personen vollständige amtliche Bezeichnung. Bei der Anschrift sind die Postleitzahl und der Name des Staats anzugeben. Der in diesem Feld in der Anschrift angegebene Staat ist der Staat des Sitzes oder Wohnsitzes des Anmelders, sofern nachstehend kein Staat des Sitzes oder Wohnsitzes angegeben ist.)*

KAEMMERER, Maik
Harthaer Strasse 10
01161 Dresden
DE

Diese Person ist:
- [] nur Anmelder
- [X] Anmelder und Erfinder
- [] nur Erfinder *(Wird dieses Kästchen angekreuzt, so sind die nachstehenden Angaben nicht nötig.)*

Registrierungsnr. des Anmelders beim Amt:

Staatsangehörigkeit *(Staat)*: DE

Sitz oder Wohnsitz *(Staat)*: DE

Diese Person ist Anmelder für folgende Staaten: [] alle Bestimmungsstaaten [] alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme der Vereinigten Staaten von Amerika [X] nur die Vereinigten Staaten von Amerika [] die im Zusatzfeld angegebenen Staaten

Name und Anschrift: *(Familienname, Vorname; bei juristischen Personen vollständige amtliche Bezeichnung. Bei der Anschrift sind die Postleitzahl und der Name des Staats anzugeben. Der in diesem Feld in der Anschrift angegebene Staat ist der Staat des Sitzes oder Wohnsitzes des Anmelders, sofern nachstehend kein Staat des Sitzes oder Wohnsitzes angegeben ist.)*

SEILER, Theo
Walpenreuther Strasse 8
95239 Zell
DE

Diese Person ist:
- [] nur Anmelder
- [X] Anmelder und Erfinder
- [] nur Erfinder *(Wird dieses Kästchen angekreuzt, so sind die nachstehenden Angaben nicht nötig.)*

Registrierungsnr. des Anmelders beim Amt:

Staatsangehörigkeit *(Staat)*: DE

Sitz oder Wohnsitz *(Staat)*: DE

Diese Person ist Anmelder für folgende Staaten: [] alle Bestimmungsstaaten [] alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme der Vereinigten Staaten von Amerika [X] nur die Vereinigten Staaten von Amerika [] die im Zusatzfeld angegebenen Staaten

Name und Anschrift: *(Familienname, Vorname; bei juristischen Personen vollständige amtliche Bezeichnung. Bei der Anschrift sind die Postleitzahl und der Name des Staats anzugeben. Der in diesem Feld in der Anschrift angegebene Staat ist der Staat des Sitzes oder Wohnsitzes des Anmelders, sofern nachstehend kein Staat des Sitzes oder Wohnsitzes angegeben ist.)*

Diese Person ist:
- [] nur Anmelder
- [] Anmelder und Erfinder
- [] nur Erfinder *(Wird dieses Kästchen angekreuzt, so sind die nachstehenden Angaben nicht nötig.)*

Registrierungsnr. des Anmelders beim Amt:

Staatsangehörigkeit *(Staat)*:

Sitz oder Wohnsitz *(Staat)*:

Diese Person ist Anmelder für folgende Staaten: [] alle Bestimmungsstaaten [] alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme der Vereinigten Staaten von Amerika [] nur die Vereinigten Staaten von Amerika [] die im Zusatzfeld angegebenen Staaten

Name und Anschrift: *(Familienname, Vorname; bei juristischen Personen vollständige amtliche Bezeichnung. Bei der Anschrift sind die Postleitzahl und der Name des Staats anzugeben. Der in diesem Feld in der Anschrift angegebene Staat ist der Staat des Sitzes oder Wohnsitzes des Anmelders, sofern nachstehend kein Staat des Sitzes oder Wohnsitzes angegeben ist.)*

Diese Person ist:
- [] nur Anmelder
- [] Anmelder und Erfinder
- [] nur Erfinder *(Wird dieses Kästchen angekreuzt, so sind die nachstehenden Angaben nicht nötig.)*

Registrierungsnr. des Anmelders beim Amt:

Staatsangehörigkeit *(Staat)*:

Sitz oder Wohnsitz *(Staat)*:

Diese Person ist Anmelder für folgende Staaten: [] alle Bestimmungsstaaten [] alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme der Vereinigten Staaten von Amerika [] nur die Vereinigten Staaten von Amerika [] die im Zusatzfeld angegebenen Staaten

[] Weitere Anmelder und/oder (weitere) Erfinder sind auf einem zusätzlichen Fortsetzungsblatt angegeben.

Feld Nr. V BESTIMMUNG VON STAATEN *Bitte die entsprechenden Kästchen ankreuzen; wenigstens ein Kästchen muß angekreuzt werden.*

Die folgenden Bestimmungen nach Regel 4.9 Absatz a werden hiermit vorgenommen:

Regionales Patent

☒ **AP** **ARIPO-Patent:** GH Ghana, GM Gambia, KE Kenia, LS Lesotho, MW Malawi, MZ Mosambik, SD Sudan, SL Sierra Leone, SZ Swasiland, TZ Vereinigte Republik Tansania, UG Uganda, ZW Simbabwe und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat des Harare-Protokolls und des PCT ist

☒ **EA** **Eurasisches Patent:** AM Armenien, AZ Aserbaidschan, BY Belarus, KG Kirgisistan, KZ Kasachstan, MD Republik Moldau, RU Russische Föderation, TJ Tadschikistan, TM Turkmenistan und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat des Eurasischen Patentübereinkommens und des PCT ist

☒ **EP** **Europäisches Patent:** AT Österreich, BE Belgien, CH &LI Schweiz und Liechtenstein, CY Zypern, DE Deutschland, DK Dänemark, ES Spanien, FI Finnland, FR Frankreich, GB Vereinigtes Königreich, GR Griechenland, IE Irland, IT Italien, LU Luxemburg, MC Monaco, NL Niederlande, PT Portugal, SE Schweden, TR Türkei und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat des Europäischen Patentübereinkommens und des PCT ist

☒ **OA** **OAPI-Patent:** BF Burkina Faso, BJ Benin, CF Zentralafrikanische Republik, CG Kongo, CI Côte d'Ivoire, CM Kamerun, GA Gabun, GN Guinea, GW Guinea-Bissau, ML Mali, MR Mauretanien, NE Niger, SN Senegal, TD Tschad, TG Togo und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat der OAPI und des PCT ist *(falls eine andere Schutzrechtsart oder ein sonstiges Verfahren gewünscht wird, bitte auf der gepunkteten Linie angeben)*

Nationales Patent *(falls eine andere Schutzrechtsart oder ein sonstiges Verfahren gewünscht wird, bitte auf der gepunkteten Linie angeben):*

☒ **AE** Vereinigte Arabische Emirate
☒ **AG** Antigua und Barbuda
☒ **AL** Albanien
☒ **AM** Armenien
☒ **AT** Österreich
☒ **AU** Australien
☒ **AZ** Aserbaidschan
☒ **BA** Bosnien-Herzegovina
☒ **BB** Barbados
☒ **BG** Bulgarien
☒ **BR** Brazilien
☒ **BY** Belarus
☒ **BZ** Belize
☒ **CA** Kanada
☒ **CH & LI** Schweiz und Liechtenstein
☒ **CN** China
☒ **CO** Kolumbien
☒ **CR** Costa Rica
☒ **CU** Kuba
☒ **CZ** Tschechische Republik
☒ **DE** Deutschland
☒ **DK** Dänemark
☒ **DM** Dominica
☒ **DZ** Algerien
☒ **EE** Estland
☒ **ES** Spanien
☒ **FI** Finnland
☒ **GB** Vereinigtes Königreich
☒ **GD** Grenada
☒ **GE** Georgien
☒ **GH** Ghana
☒ **GM** Gambia
☒ **HR** Kroatien
☒ **HU** Ungarn
☒ **ID** Indonesien
☒ **IL** Israel
☒ **IN** Indien
☒ **IS** Island
☒ **JP** Japan
☒ **KE** Kenia
☒ **KG** Kirgisistan
☒ **KP** Demokratische Volksrepublik Korea
☒ **KR** Republik Korea
☒ **KZ** Kasachstan
☒ **LC** Saint Lucia
☒ **LK** Sri Lanka
☒ **LR** Liberia
☒ **LS** Lesotho
☒ **LT** Litauen
☒ **LU** Luxemburg
☒ **LV** Lettland
☒ **MA** Marokko
☒ **MD** Republik Moldau
☒ **MG** Madagaskar
☒ **MK** Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien
☒ **MN** Mongolei
☒ **MW** Malawi
☒ **MX** Mexiko
☒ **MZ** Mosambik
☒ **NO** Norwegen
☒ **NZ** Neuseeland
☒ **PL** Polen
☒ **PT** Portugal
☒ **RO** Rumänien
☒ **RU** Russische Föderation
☒ **SD** Sudan
☒ **SE** Schweden
☒ **SG** Singapur
☒ **SI** Slowenien
☒ **SK** Slowakei
☒ **SL** Sierra Leone
☒ **TJ** Tadschikistan
☒ **TM** Turkmenistan
☒ **TR** Türkei
☒ **TT** Trinidad und Tobago
☒ **TZ** Vereinigte Republik Tansania
☒ **UA** Ukraine
☒ **UG** Uganda
☒ **US** Vereinigte Staaten von Amerika
☒ **UZ** Usbekistan
☒ **VN** Vietnam
☒ **YU** Jugoslawien
☒ **ZA** Südafrika
☒ **ZW** Simbabwe

Kästchen für die Bestimmung von Staaten, die dem PCT nach der Veröffentlichung dieses Formblatts beigetreten sind.

☐ ☐ ☐
☐ ☐ ☐

Erklärung bzgl. vorsorglicher Bestimmungen: Zusätzlich zu den oben genannten Bestimmungen nimmt der Anmelder nach Regel 4.9 Absatz b auch alle anderen nach dem PCT zulässigen Bestimmungen vor mit Ausnahme der im Zusatzfeld genannten Bestimmungen, die von dieser Erklärung ausgenommen sind. Der Anmelder erklärt, daß diese zusätzlichen Bestimmungen unter dem Vorbehalt einer Bestätigung stehen und jede zusätzliche Bestimmung, die vor Ablauf von 15 Monaten ab dem Prioritätsdatum nicht bestätigt wurde, nach Ablauf dieser Frist als vom Anmelder zurückgenommen gilt. *(Die Bestätigung (einschließlich der Gebühren) muß beim Anmeldeamt innerhalb der Frist von 15 Monaten eingehen.)*

Feld Nr. VI PRIORITÄTSANSPRUCH

Die Priorität der folgenden früheren Anmeldung(en) wird hiermit in Anspruch genommen:

Anmeldedatum der früheren Anmeldung *(Tag/Monat/Jahr)*	Aktenzeichen der früheren Anmeldung	Ist die frühere Anmeldung eine:		
		nationale Anmeldung: Staat	regionale Anmeldung:* regionales Amt	internationale Anmeldung: Anmeldeamt
Zeile (1) (11.05.00) 11. Mai 2000	100 22 995.6	DE		
Zeile (2)				
Zeile (3)				
Zeile (4)				
Zeile (5)				

☐ Weitere Prioritätsansprüche sind im Zusatzfeld angegeben.

Das Anmeldeamt wird ersucht, eine beglaubigte Abschrift der oben bezeichneten früheren Anmeldung(en) zu erstellen und dem internationalen Büro zu übermitteln *(nur falls die frühere Anmeldung(en) bei dem Amt eingereicht worden ist (sind), das für die Zwecke dieser internationalen Anmeldung Anmeldeamt ist)*:

☐ sämtliche Zeilen ☐ Zeile (1) ☐ Zeile (2) ☐ Zeile (3) ☐ Zeile (4) ☐ Zeile (5) ☐ weitere, siehe Zusatzlefd

** Falls es sich bei der früheren Anmeldung um eine ARIPO-Anmeldung handelt, geben Sie mindestens einen Staat an, der Mitgliedstaat der Pariser Verbandsübereinkunft zum Schutz des gewerblichen Eigentums oder Mitglied der Welthandelsorganisation ist und für den oder das die frühere Anmeldung eingereicht wurde.*

Feld Nr. VII INTERNATIONALE RECHERCHENBEHÖRDE

Wahl der internationalen Recherchenbehörde (ISA) *(falls zwei oder mehr als zwei internationale Recherchenbehörden für die Ausführung der internationalen Recherche zuständig sind, geben Sie die von Ihnen gewählte Behörde an; der Zweibuchstaben-Code kann benutzt werden)*:

ISA / EPA

Antrag auf Nutzung der Ergebnisse einer früheren Recherche; Bezugnahme auf diese frühere Recherche *(falls eine frühere Recherche bei der internationalen Recherchenbehörde beantragt oder von ihr durchgeführt worden ist):*

Datum *(Tag/Monat/Jahr)* Aktenzeichen Staat *(oder regionales Amt)*

Feld Nr. VIII ERKLÄRUNGEN

Die Felder Nr. VIII (i) bis (v) enthalten die folgenden Erklärungen *(Kreuzen Sie unten die entsprechenden Kästchen an und geben Sie in der rechten Spalte für jede Erklärung deren Anzahl an)* :

Anzahl der Erklärungen

☐ Feld Nr. VIII (i)	Erklärung hinsichtlich der Identität des Erfinders	:
☐ Feld Nr. VIII (ii)	Erklärung hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, zum Zeitpunkt des internationalen Anmeldedatums, ein Patent zu beantragen und zu erhalten	:
☐ Feld Nr. VIII (iii)	Erklärung hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, zum Zeitpunkt des internationalen Anmeldedatums, die Priorität einer früheren Anmeldung zu beanspruchen	:
☐ Feld Nr. VIII (iv)	Erfindererklärung (nur im Hinblick auf die Bestimmung der Vereinigten Staaten von Amerika)	:
☐ Feld Nr. VIII (v)	Erklärung hinsichtlich unschädlicher Offenbarungen oder Ausnahmen von der Neuheitsschädlichkeit	:

Feld Nr. IX KONTROLLISTE; EINREICHUNGSSPRACHE

Diese internationale Anmeldung enthält:

(a) die folgende Anzahl an **Blättern Papier**:

Antrag (inklusive Erklärungsblätter)	:	5
Beschreibung (ohne Sequenzprotokollteil)	:	25
Ansprüche	:	7
Zusammenfassung	:	1
Zeichnungen	:	8
Teilanzahl	:	46
Sequenzprotokollteil der Beschreibung *(Anzahl der Blätter, soweit auf Papier eingereicht wird, unabhängig davon, ob zusätzlich auch in computerlesbarer Form eingereicht wird)*	:	
Gesamtanzahl	:	46

(b) Sequenzprotokollteil der Beschreibung in computerlesbarer Form eingereicht

(i) ☐ ausschließlich in dieser Form (nach Abschnitt 801(a)(i))

(ii) ☐ zusätzlich zur Einreichung auf Papier (nach Abschnitt 801(a)(ii))

Art und Anzahl der Datenträger (Diskette, CD-ROM, CD-R oder sonstige), auf denen der Sequenzprotokollteil enthalten ist *(zusätzlich eingereichte Kopien unter Punkt 9(ii) in der rechten Spalte angeben)*:

Dieser internationalen Anmeldung liegen die folgenden Unterlagen bei *(kreuzen Sie die entsprechenden Kästchen an und geben Sie in der rechten Spalte jeweils die Anzahl der beiliegenden Exemplare an)*

		Anzahl
1. ☒ Blatt für die Gebührenberechnung	:	1
2. ☐ Original einer gesonderten Vollmacht folgt	:	
3. ☐ Original einer allgemeinen Vollmacht	:	
4. ☐ Kopie der allgemeinen Vollmacht; Aktenzeichen (falls vorhanden):	:	
5. ☐ Begründung für das Fehlen einer Unterschrift	:	
6. ☐ Prioritätsbeleg(e), in Feld Nr. VI durch folgende Zeilennummer(n) gekennzeichnet: folgt	:	
7. ☐ Übersetzung der internationalen Anmeldung in die folgende Sprache:	:	
8. ☐ Gesonderte Angaben zu hinterlegten Mikroorganismen oder anderem biologischen Material	:	
9. ☐ Sequenzprotokoll in computerlesbarer Form (geben Sie zusätzlich die Art und Anzahl der beiliegenden Datenträger an (Diskette, CD-ROM, CD-R oder sonstige))		
(i) ☐ Kopie ausschließlich für die Zwecke der internationalen Recherche nach Regel 13*ter* (und nicht als Teil der internationalen Anmeldung)	:	
(ii) ☐ *(nur falls Feld (b)(i) oder (b)(ii) in der linken Spalte angekreuzt wurde)* zusätzliche Kopien einschließlich, soweit zutreffend, einer Kopie für die Zwecke der internationalen Recherche nach Regel 13*ter*	:	
(iii) ☐ zusammen mit entsprechender Erklärung, daß die Kopie(n) mit dem in der linken Spalte aufgeführten Sequenzprotokollteil identisch ist (sind)	:	
10. ☐ Sonstige *(einzeln aufführen)*:	:	

Abbildung der Zeichnungen, die mit der Zusammenfassung veröffentlicht werden soll (Nr.): 12

Sprache, in der die internationale Anmeldung eingereicht wird: Deutsch

Feld Nr. IX UNTERSCHRIFT DES ANMELDERS, DES ANWALTS ODER DES GEMEINSAMEN VERTRETERS

Der Name jeder unterzeichnenden Person ist neben der Unterschrift zu wiederholen, und es ist anzugeben, sofern sich dies nicht eindeutig aus dem Antrag ergibt, in welcher Eigenschaft die Person unterzeichnet.

München, 3. Mai 2001

v. Hellfeld

Dr. Axel von Hellfeld
European Patent Attorney

Vom Anmeldeamt auszufüllen

1. Datum des tatsächlichen Eingangs dieser internationalen Anmeldung: 03.05.01 | 03 MAY 2001

2. Zeichnungen:
☒ eingegangen:
☐ nicht eingegangen:

3. Geändertes Eingangsdatum aufgrund nachträglich, jedoch fristgerecht eingegangener Unterlagen oder Zeichnungen zur Vervollständigung dieser internationalen Anmeldung:

4. Datum des fristgerechten Eingangs der angeforderten Richtigstellungen nach Artikel 11(2) PCT:

5. Internationale Recherchenbehörde *(falls zwei oder mehr zuständig sind)*: ISA /

6. ☐ Übermittlung des Recherchenexemplars bis zur Zahlung der Recherchengebühr aufgeschoben

Vom Internationalen Büro auszufüllen

Datum des Eingangs des Aktenexemplars beim Internationalen Büro:

VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS

Absender: INTERNATIONALE RECHERCHENBEHÖRDE

PCT

An
WUESTHOFF & WUESTHOFF
z.H. Von Hellfeld, Axel
Schweigerstrasse 2
81541 München
GERMANY

21. SEP. 2001

MITTEILUNG ÜBER DIE ÜBERMITTLUNG DES INTERNATIONALEN RECHERCHENBERICHTS ODER DER ERKLÄRUNG

(Regel 44.1 PCT)

Aktenzeichen des Anmelders oder Anwalts EP-86333/PCT	Absendedatum *(Tag/Monat/Jahr)* 21/09/2001 **WEITERES VORGEHEN** siehe Punkte 1 und 4 unten
Internationales Aktenzeichen PCT/EP 01/ 04978	Internationales Anmeldedatum *(Tag/Monat/Jahr)* 03/05/2001
Anmelder WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE AG et al.	

1. [X] Dem Anmelder wird mitgeteilt, daß der internationale Recherchenbericht erstellt wurde und ihm hiermit übermittelt wird.

 Einreichung von Änderungen und einer Erklärung nach Artikel 19:
 Der Anmelder kann auf eigenen Wunsch die Ansprüche der internationalen Anmeldung ändern (siehe Regel 46):

 Bis wann sind Änderungen einzureichen?

 Die Frist zur Einreichung solcher Änderungen beträgt üblicherweise zwei Monate ab der Übermittlung des internationalen Recherchenberichts; weitere Einzelheiten sind den Anmerkungen auf dem Beiblatt zu entnehmen.

 Wo sind Änderungen einzureichen?

 Unmittelbar beim Internationalen Büro der WIPO, 34, CHEMIN des Colombettes, CH-1211 Genf 20, Telefaxnr.: (41-22) 740.14.35

 Nähere Hinweise sind den Anmerkungen auf dem Beiblatt zu entnehmen.

2. [] Dem Anmelder wird mitgeteilt, daß kein internationaler Recherchenbericht erstellt wird und daß ihm hiermit die Erklärung nach Artikel 17(2)a) übermittelt wird.

3. [] **Hinsichtlich des Widerspruchs** gegen die Entrichtung einer zusätzlichen Gebühr (zusätzlicher Gebühren) nach Regel 40.2 wird dem Anmelder mitgeteilt, daß

 [] der Widerspruch und die Entscheidung hierüber zusammen mit seinem Antrag auf Übermittlung des Wortlauts sowohl des Widerspruchs als auch der Entscheidung hierüber an die Bestimmungsämter dem Internationalen Büro übermittelt worden sind.

 [] noch keine Entscheidung über den Widerspruch vorliegt; der Anmelder wird benachrichtigt, sobald eine Entscheidung getroffen wurde.

4. **Weiteres Vorgehen:** Der Anmelder wird auf folgendes aufmerksam gemacht:

 Kurz nach Ablauf von **18 Monaten** seit dem Prioritätsdatum wird die internationale Anmeldung vom Internationalen Büro veröffentlicht. Will der Anmelder die Veröffentlichung verhindern oder auf einen späteren Zeitpunkt verschieben, so muß gemäß Regel 90 bis.1 bzw. 90 bis.3 vor Abschluß der technischen Vorbereitungen für die internationale Veröffentlichung eine Erklärung über die Zurücknahme der internationalen Anmeldung oder des Prioritätsanspruchs beim Internationalen Büro eingehen.

 Innerhalb von **19 Monaten** seit dem Prioritätsdatum ist ein Antrag auf internationale vorläufige Prüfung einzureichen, wenn der Anmelder den Eintritt in die nationale Phase bis zu 30 Monaten seit dem Prioritätsdatum (in manchen Ämtern sogar noch länger) verschieben möchte.

 Innerhalb von **20 Monaten** seit dem Prioritätsdatum muß der Anmelder die für den Eintritt in die nationale Phase vorgeschriebenen Handlungen vor allen Bestimmungsämtern vornehmen, die nicht innerhalb von 19 Monaten seit dem Prioritätsdatum in der Anmeldung oder einer nachträglichen Auswahlerklärung ausgewählt wurden oder nicht ausgewählt werden konnten, da für sie Kapitel II des Vertrages nicht verbindlich ist.

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL-2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040 Fax: (+31-70) 340-3016	Bevollmächtigter Bediensteter Luis-Miguel Paredes Sanchez

ANMERKUNGEN ZU FORMBLATT PCT/ISA/220

Diese Anmerkungen sollen grundlegende Hinweise zur Einreichung von Änderungen gemäß Artikel 19 geben. Diesen Anmerkungen liegen die Erfordernisse des Vertrags über die internationale Zusammenarbeit auf dem Gebiet des Patentwesens (PCT), der Ausführungsordnung und der Verwaltungsrichtlinien zu diesem Vertrag zugrunde. Bei Abweichungen zwischen diesen Anmerkungen und obengenannten Texten sind letztere maßgebend. Nähere Einzelheiten sind dem PCT-Leitfaden für Anmelder, einer Veröffentlichung der WIPO, zu entnehmen.
Die in diesen Anmerkungen verwendeten Begriffe "Artikel", "Regel" und "Abschnitt" beziehen sich jeweils auf die Bestimmungen des PCT-Vertrags, der PCT-Ausführungsordnung bzw. der PCT-Verwaltungsrichtlinien.

HINWEISE ZU ÄNDERUNGEN GEMÄSS ARTIKEL 19

Nach Erhalt des internationalen Recherchenberichts hat der Anmelder die Möglichkeit, einmal die Ansprüche der internationalen Anmeldung zu ändern. Es ist jedoch zu betonen, daß, da alle Teile der internationalen Anmeldung (Ansprüche, Beschreibung und Zeichnungen) während des internationalen vorläufigen Prüfungsverfahrens geändert werden können, normalerweise keine Notwendigkeit besteht, Änderungen der Ansprüche nach Artikel 19 einzureichen, außer wenn der Anmelder z.B. zum Zwecke eines vorläufigen Schutzes die Veröffentlichung dieser Anspruche wünscht oder ein anderer Grund für eine Änderung der Ansprüche vor ihrer internationalen Veröffentlichung vorliegt. Weiterhin ist zu beachten, daß ein vorläufiger Schutz nur in einigen Staaten erhältlich ist.

Welche Teile der internationalen Anmeldung können geändert werden?

Im Rahmen von Artikel 19 können nur die Ansprüche geändert werden.

In der internationalen Phase können die Ansprüche auch nach Artikel 34 vor der mit der internationalen vorläufigen Prüfung beauftragten Behörde geändert (oder nochmals geändert) werden. Die Beschreibung und die Zeichnungen können nur nach Artikel 34 vor der mit der internationalen vorläufigen Prüfung beauftragten Behörde geändert werden.

Beim Eintritt in die nationale Phase können alle Teile der internationalen Anmeldung nach Artikel 28 oder gegebenenfalls Artikel 41 geändert werden.

Bis wann sind Änderungen einzureichen?

Innerhalb von zwei Monaten ab der Übermittlung des internationalen Recherchenberichts oder innerhalb von sechzehn Monaten ab dem Prioritätsdatum, je nachdem, welche Frist später abläuft. Die Änderungen gelten jedoch als rechtzeitig eingereicht, wenn sie dem Internationalen Büro nach Ablauf der maßgebenden Frist, aber noch vor Abschluß der technischen Vorbereitungen für die internationale Veröffentlichung (Regel 46.1) zugehen.

Wo sind die Änderungen nicht einzureichen?

Die Änderungen können nur beim Internationalen Büro, nicht aber beim Anmeldeamt oder der Internationalen Recherchenbehörde eingereicht werden (Regel 46.2).

Falls ein Antrag auf internationale vorläufige Prüfung eingereicht wurde/wird, siehe unten.

In welcher Form können Änderungen erfolgen?

Eine Änderung kann erfolgen durch Streichung eines oder mehrerer ganzer Ansprüche, durch Hinzufügung eines oder mehrerer neuer Ansprüche oder durch Änderung des Wortlauts eines oder mehrerer Ansprüche in der eingereichten Fassung.

Für jedes Anspruchsblatt, das sich aufgrund einer oder mehrerer Änderungen von dem ursprünglich eingereichten Blatt unterscheidet, ist ein Ersatzblatt einzureichen.

Alle Ansprüche, die auf einem Ersatzblatt erscheinen, sind mit arabischen Ziffern zu numerieren. Wird ein Anspruch gestrichen, so brauchen, die anderen Ansprüche nicht neu numeriert zu werden. Im Fall einer Neunumerierung sind die Ansprüche fortlaufend zu numerieren (Verwaltungsrichtlinien, Abschnitt 205 b)).

Die Änderungen sind in der Sprache abzufassen, in der dieinternationale Anmeldung veröffentlicht wird.

Welche Unterlagen sind den Änderungen beizufügen?

Begleitschreiben (Abschnitt 205 b)):

Die Änderungen sind mit einem Begleitschreiben einzureichen.

Das Begleitschreiben wird nicht zusammen mit der internationalen Anmeldung und den geänderten Ansprüchen veröffentlicht. Es ist nicht zu verwechseln mit der "Erklärung nach Artikel 19(1)" (siehe unten, "Erklärung nach Artikel 19 (1)").

Das Begleitschreiben ist nach Wahl des Anmelders in englischer oder französischer Sprache abzufassen. Bei englischsprachigen internationalen Anmeldungen ist das Begleitschreiben aber ebenfalls in englischer, bei französischsprachigen internationalen Anmeldungen in französischer Sprache abzufassen.

DOCID: <XSISA220NODEP4 1 >

ANMERKUNGEN ZU FORMBLATT PCT/ISA/220 (Übersetzung)

Im Begleitschreiben sind die Unterschiede zwischen den Ansprüchen in der eingereichten Fassung und den geänderten Ansprüchen anzugeben. So ist insbesondere zu jedem Anspruch in der internationalen Anmeldung anzugeben (gleichlautende Angaben zu verschiedenen Ansprüchen können zusammengefaßt werden), ob

i) der Anspruch unverändert ist;

ii) der Anspruch gestrichen worden ist;

iii) der Anspruch neu ist;

iv) der Anspruch einen oder mehrere Ansprüche in der eingereichten Fassung ersetzt;

v) der Anspruch auf die Teilung eines Anspruchs in der eingereichten Fassung zurückzuführen ist.

Im folgenden sind Beispiele angegeben, wie Änderungen im Begleitschreiben zu erläutern sind:

1. [Wenn anstelle von ursprünglich 48 Ansprüchen nach der Änderung einiger Ansprüche 51 Ansprüche existieren]: "Die Ansprüche 1 bis 29, 31, 32, 34, 35, 37 bis 48 werden durch geänderte Ansprüche gleicher Numerierung ersetzt; Ansprüche 30, 33 und 36 unverändert; neue Ansprüche 49 bis 51 hinzugefügt."

2. [Wenn anstelle von ursprünglich 15 Ansprüchen nach der Änderung aller Ansprüche 11 Ansprüche existieren]: "Geänderte Ansprüche 1 bis 11 treten an die Stelle der Ansprüche 1 bis 15."

3. [Wenn ursprünglich 14 Ansprüche existierten und die Änderungen darin bestehen, daß einige Ansprüche gestrichen werden und neue Ansprüche hinzugefügt werden]: Ansprüche 1 bis 6 und 14 unverändert; Ansprüche 7 bis 13 gestrichen; neue Ansprüche 15, 16 und 17 hinzugefügt."Oder" Ansprüche 7 bis 13 gestrichen; neue Ansprüche 15, 16 und 17 hinzugefügt; alle übrigen Ansprüche unverändert."

4. [Wenn verschiedene Arten von Änderungen durchgeführt werden]: "Ansprüche 1-10 unverändert; Ansprüche 11 bis 13, 18 und 19 gestrichen; Ansprüche 14, 15 und 16 durch geänderten Anspruch 14 ersetzt; Anspruch 17 in geänderte Ansprüche 15, 16 und 17 unterteilt; neue Ansprüche 20 und 21 hinzugefügt."

"Erklärung nach Artikel 19(1)" (Regel 46.4)

Den Änderungen kann eine Erklärung beigefügt werden, mit der die Änderungen erläutert und ihre Auswirkungen auf die Beschreibung und die Zeichnungen dargelegt werden (die nicht nach Artikel 19 (1) geändert werden können).

Die Erklärung wird zusammen mit der internationalen Anmeldung und den geänderten Ansprüchen veröffentlicht.

Sie ist in der Sprache abzufassen, in der die internationale Anmeldung veröffentlicht wird.

Sie muß kurz gehalten sein und darf, wenn in englischer Sprache abgefaßt oder ins Englische übersetzt, nicht mehr als 500 Wörter umfassen.

Die Erklärung ist nicht zu verwechseln mit dem Begleitschreiben, das auf die Unterschiede zwischen den Ansprüchen in der eingereichten Fassung und den geänderten Ansprüchen hinweist, und ersetzt letzteres nicht. Sie ist auf einem gesonderten Blatt einzureichen und in der Überschrift als solche zu kennzeichnen, vorzugsweise mit den Worten "Erklärung nach Artikel 19 (1)".

Die Erklärung darf keine herabsetzenden Äußerungen über den internationalen Recherchenbericht oder die Bedeutung von in dem Bericht angeführten Veröffentlichungen enthalten. Sie darf auf im internationalen Recherchenbericht angeführte Veröffentlichungen, die sich auf einen bestimmten Anspruch beziehen, nur im Zusammenhang mit einer Änderung dieses Anspruchs Bezug nehmen.

Auswirkungen eines bereits gestellten Antrags auf internationale vorläufige Prüfung

Ist zum Zeitpunkt der Einreichung von Änderungen nach Artikel 19 bereits ein Antrag auf internationale vorläufige Prüfung gestellt worden, so sollte der Anmelder in seinem Interesse gleichzeitig mit der Einreichung der Änderungen beim Internationalen Büro auch eine Kopie der Änderungen bei der mit der internationalen vorläufigen Prüfung beauftragen Behörde einreichen (siehe Regel 62.2 a), erster Satz).

Auswirkungen von Änderungen hinsichtlich der Übersetzung der internationalen Anmeldung beim Eintritt in die nationale Phase

Der Anmelder wird darauf hingewiesen, daß bei Eintritt in die nationale Phase möglicherweise anstatt oder zusätzlich zu der Übersetzung der Ansprüche in der eingereichten Fassung eine Übersetzung der nach Artikel 19 geänderten Ansprüche an die bestimmten/ausgewählten Ämter zu übermitteln ist.

Nähere Einzelheiten über die Erfordernisse jedes bestimmten/ausgewählten Amts sind Band II des PCT-Leitfadens für Anmelder zu entnehmen.

DOCID: <XSISA220NODEP4 1 >

VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT
AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS

PCT

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

(Artikel 18 sowie Regeln 43 und 44 PCT)

Aktenzeichen des Anmelders oder Anwalts EP-86333/PCT	**WEITERES VORGEHEN**	siehe Mitteilung über die Übermittlung des internationalen Recherchenberichts (Formblatt PCT/ISA/220) sowie, soweit zutreffend, nachstehender Punkt 5
Internationales Aktenzeichen PCT/EP 01/ 04978	Internationales Anmeldedatum *(Tag/Monat/Jahr)* 03/05/2001	(Frühestes) Prioritätsdatum *(Tag/Monat/Jahr)* 11/05/2000
Anmelder WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE AG et al.		

Dieser internationale Recherchenbericht wurde von der Internationalen Recherchenbehörde erstellt und wird dem Anmelder gemäß Artikel 18 übermittelt. Eine Kopie wird dem Internationalen Büro übermittelt.

Dieser internationale Recherchenbericht umfaßt insgesamt 2 Blätter.

[X] Darüber hinaus liegt ihm jeweils eine Kopie der in diesem Bericht genannten Unterlagen zum Stand der Technik bei.

1. **Grundlage des Berichts**

 a. Hinsichtlich der **Sprache** ist die internationale Recherche auf der Grundlage der internationalen Anmeldung in der Sprache durchgeführt worden, in der sie eingereicht wurde, sofern unter diesem Punkt nichts anderes angegeben ist.

 [] Die internationale Recherche ist auf der Grundlage einer bei der Behörde eingereichten Übersetzung der internationalen Anmeldung (Regel 23.1 b)) durchgeführt worden.

 b. Hinsichtlich der in der internationalen Anmeldung offenbarten **Nucleotid- und/oder Aminosäuresequenz** ist die internationale Recherche auf der Grundlage des Sequenzprotokolls durchgeführt worden, das

 [] in der internationalen Anmeldung in Schriftlicher Form enthalten ist.

 [] zusammen mit der internationalen Anmeldung in computerlesbarer Form eingereicht worden ist.

 [] bei der Behörde nachträglich in schriftlicher Form eingereicht worden ist.

 [] bei der Behörde nachträglich in computerlesbarer Form eingereicht worden ist.

 [] Die Erklärung, daß das nachträglich eingereichte schriftliche Sequenzprotokoll nicht über den Offenbarungsgehalt der internationalen Anmeldung im Anmeldezeitpunkt hinausgeht, wurde vorgelegt.

 [] Die Erklärung, daß die in computerlesbarer Form erfaßten Informationen dem schriftlichen Sequenzprotokoll entsprechen, wurde vorgelegt.

2. [] **Bestimmte Ansprüche haben sich als nicht recherchierbar erwiesen** (siehe Feld I).

3. [] **Mangelnde Einheitlichkeit der Erfindung** (siehe Feld II).

4. Hinsichtlich der **Bezeichnung der Erfindung**

 [X] wird der vom Anmelder eingereichte Wortlaut genehmigt.

 [] wurde der Wortlaut von der Behörde wie folgt festgesetzt:

5. Hinsichtlich der **Zusammenfassung**

 [X] wird der vom Anmelder eingereichte Wortlaut genehmigt.

 [] wurde der Wortlaut nach Regel 38.2b) in der in Feld III angegebenen Fassung von der Behörde festgesetzt. Der Anmelder kann der Behörde innerhalb eines Monats nach dem Datum der Absendung dieses internationalen Recherchenberichts eine Stellungnahme vorlegen.

6. Folgende Abbildung der **Zeichnungen** ist mit der Zusammenfassung zu veröffentlichen: Abb. Nr. 12

 [X] wie vom Anmelder vorgeschlagen

 [] keine der Abb.

 [] weil der Anmelder selbst keine Abbildung vorgeschlagen hat.

 [] weil diese Abbildung die Erfindung besser kennzeichnet.

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP 01/04978

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 7 A61F9/013

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
IPK 7 A61F

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)
EPO-Internal, WPI Data, PAJ, BIOSIS, COMPENDEX

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie°	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 5 425 727 A (KOZIOL JEFFREY E) 20. Juni 1995 (1995-06-20) Spalte 1, Zeile 65 -Spalte 2, Zeile 7 Spalte 7, Zeile 5 - Zeile 27; Abbildung 3 ---	1,7,10
A	DE 197 02 335 C (WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE GM) 27. August 1998 (1998-08-27) Zusammenfassung ---	1,10,14
E	WO 01 50945 A (LASERSIGHT TECHNOLOGIES INC) 19. Juli 2001 (2001-07-19) Seite 6, Zeile 17 -Seite 7, Zeile 28; Abbildung 1 -----	1,10,14

☐ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

° Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist
"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der Internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
14. September 2001	21/09/2001

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde	Bevollmächtigter Bediensteter
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Mayer, E

1

Formblatt PCT/ISA/210 (Blatt 2) (Juli 1992)

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP 01/04978

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US 5425727	A	20-06-1995	US	5364388 A	15-11-1994
			US	5074859 A	24-12-1991
DE 19702335	C	27-08-1998	DE	19702335 C1	27-08-1998
WO 0150945	A	19-07-2001	WO	0150945 A2	19-07-2001

VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS

PCT

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

(Artikel 18 sowie Regeln 43 und 44 PCT)

Aktenzeichen des Anmelders oder Anwalts EP-86333/PCT	**WEITERES VORGEHEN**	siehe Mitteilung über die Übermittlung des internationalen Recherchenberichts (Formblatt PCT/ISA/220) sowie, soweit zutreffend, nachstehender Punkt 5
Internationales Aktenzeichen PCT/EP 01/ 04978	Internationales Anmeldedatum *(Tag/Monat/Jahr)* 03/05/2001	(Frühestes) Prioritätsdatum *(Tag/Monat/Jahr)* 11/05/2000
Anmelder WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE AG et al.		

Dieser internationale Recherchenbericht wurde von der Internationalen Recherchenbehörde erstellt und wird dem Anmelder gemäß Artikel 18 übermittelt. Eine Kopie wird dem Internationalen Büro übermittelt.

Dieser internationale Recherchenbericht umfaßt insgesamt 2 Blätter.

[X] Darüber hinaus liegt ihm jeweils eine Kopie der in diesem Bericht genannten Unterlagen zum Stand der Technik bei.

1. **Grundlage des Berichts**

 a. Hinsichtlich der **Sprache** ist die internationale Recherche auf der Grundlage der internationalen Anmeldung in der Sprache durchgeführt worden, in der sie eingereicht wurde, sofern unter diesem Punkt nichts anderes angegeben ist.

 [] Die internationale Recherche ist auf der Grundlage einer bei der Behörde eingereichten Übersetzung der internationalen Anmeldung (Regel 23.1 b)) durchgeführt worden.

 b. Hinsichtlich der in der internationalen Anmeldung offenbarten **Nucleotid- und/oder Aminosäuresequenz** ist die internationale Recherche auf der Grundlage des Sequenzprotokolls durchgeführt worden, das

 [] in der internationalen Anmeldung in Schriftlicher Form enthalten ist.

 [] zusammen mit der internationalen Anmeldung in computerlesbarer Form eingereicht worden ist.

 [] bei der Behörde nachträglich in schriftlicher Form eingereicht worden ist.

 [] bei der Behörde nachträglich in computerlesbarer Form eingereicht worden ist.

 [] Die Erklärung, daß das nachträglich eingereichte schriftliche Sequenzprotokoll nicht über den Offenbarungsgehalt der internationalen Anmeldung im Anmeldezeitpunkt hinausgeht, wurde vorgelegt.

 [] Die Erklärung, daß die in computerlesbarer Form erfaßten Informationen dem schriftlichen Sequenzprotokoll entsprechen, wurde vorgelegt.

2. [] **Bestimmte Ansprüche haben sich als nicht recherchierbar erwiesen** (siehe Feld I).

3. [] **Mangelnde Einheitlichkeit der Erfindung** (siehe Feld II).

4. Hinsichtlich der **Bezeichnung der Erfindung**

 [X] wird der vom Anmelder eingereichte Wortlaut genehmigt.

 [] wurde der Wortlaut von der Behörde wie folgt festgesetzt:

5. Hinsichtlich der **Zusammenfassung**

 [X] wird der vom Anmelder eingereichte Wortlaut genehmigt.

 [] wurde der Wortlaut nach Regel 38.2b) in der in Feld III angegebenen Fassung von der Behörde festgesetzt. Der Anmelder kann der Behörde innerhalb eines Monats nach dem Datum der Absendung dieses internationalen Recherchenberichts eine Stellungnahme vorlegen.

6. Folgende Abbildung der **Zeichnungen** ist mit der Zusammenfassung zu veröffentlichen: Abb. Nr. 12

 [X] wie vom Anmelder vorgeschlagen [] keine der Abb.

 [] weil der Anmelder selbst keine Abbildung vorgeschlagen hat.

 [] weil diese Abbildung die Erfindung besser kennzeichnet.

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP 01/04978

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 7 A61F9/013

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
IPK 7 A61F

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)
EPO-Internal, WPI Data, PAJ, BIOSIS, COMPENDEX

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie°	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 5 425 727 A (KOZIOL JEFFREY E) 20. Juni 1995 (1995-06-20) Spalte 1, Zeile 65 -Spalte 2, Zeile 7 Spalte 7, Zeile 5 - Zeile 27; Abbildung 3 ---	1,7,10
A	DE 197 02 335 C (WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE GM) 27. August 1998 (1998-08-27) Zusammenfassung ---	1,10,14
E	WO 01 50945 A (LASERSIGHT TECHNOLOGIES INC) 19. Juli 2001 (2001-07-19) Seite 6, Zeile 17 -Seite 7, Zeile 28; Abbildung 1 -----	1,10,14

☐ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

° Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist
"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
14. September 2001	21/09/2001

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde	Bevollmächtigter Bediensteter
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL – 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Mayer, E

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/EP 01/04978

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 5425727	A	20-06-1995	US 5364388 A US 5074859 A		15-11-1994 24-12-1991
DE 19702335	C	27-08-1998	DE 19702335 C1		27-08-1998
WO 0150945	A	19-07-2001	WO 0150945 A2		19-07-2001

86333

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
15. November 2001 (15.11.2001)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 01/85075 A1

(51) Internationale Patentklassifikation[7]: A61F 9/013

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP01/04978

(22) Internationales Anmeldedatum: 3. Mai 2001 (03.05.2001)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
100 22 995.6 11. Mai 2000 (11.05.2000) DE

(71) Anmelder *(für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US)*: **WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE AG** [DE/DE]; Am Wolfsmantel 5, 91058 Erlangen (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder *(nur für US)*: **MROCHEN, Michael** [DE/DE]; Bellingrathstrasse 4, 01279 Dresden (DE). **KAEMMERER, Maik** [DE/DE]; Harthaer Strasse 10, 01161 Dresden (DE). **SEILER, Theo** [DE/DE]; Walpenreuther Strasse 8, 95239 Zell (DE).

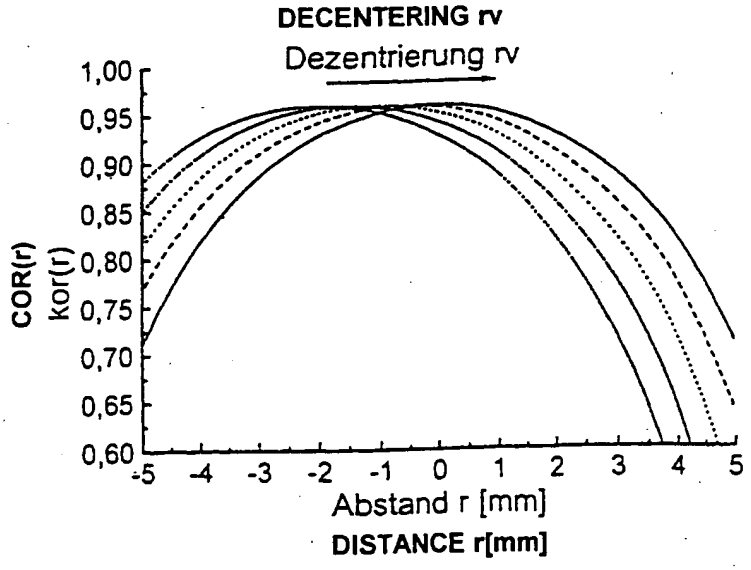
(74) Anwalt: **VON HELLFELD, Axel**; Wuesthoff & Wuesthoff, Schweigerstrasse 2, 81541 München (DE).

(81) Bestimmungsstaaten *(national)*: AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD FOR PRODUCING A CONTROL PROGRAM FOR A DEVICE USED FOR PERFORMING CORNEAL EYE SURGERY

(54) Bezeichnung: VERFAHREN ZUM ERZEUGEN EINES STEUERPROGRAMMS FÜR EINE VORRICHTUNG FÜR DIE HORNHAUTCHIRURGIE DES AUGES



(57) Abstract: The invention relates to a method for producing a control program according to which a laser beam spot is guided in a locally controlled and time-controlled manner over a cornea to be photorefractively corrected in order to ablate a predetermined ablation profile on the cornea. During the production of the control program, the influence of the angle formed between the laser beam and the surface of the cornea on the energy density of the laser beam spot impinging upon the surface of the cornea and/or on the reflected-away portion of the laser beam energy impinging upon the surface of the cornea is taken into consideration.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 01/85075 A1

SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(84) **Bestimmungsstaaten** *(regional)*: ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht*

— *vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen*

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

(57) **Zusammenfassung:** Bei einem Verfahren zum Erzeugen eines Steuerprogramms, gemäß dem ein Laserstrahlspot orts- und zeitgesteuert über eine photorefraktiv zu korrigierende Hornhaut geführt wird, um dort ein vorgegebenes Ablationsprofil zu ablatieren, wird bei der Erzeugung des Steuerprogramms der Einfluß des Winkels zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche auf die Energiedichte des auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlspots und/oder auf den wegreflektierten Anteil der auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlenergie berücksichtigt.

Verfahren zum Erzeugen eines Steuerprogramms für eine Vorrichtung für die Hornhautchirurgie des Auges

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Erzeugen eines Steuerprogramms, gemäß dem ein Laserstrahlspot (Laserstrahlfleck) orts- und zeitgesteuert über eine zu korrigierende Hornhaut geführt wird, um dort ein vorgegebenens Ablationsprofil zu ablatieren. Die Erfindung betrifft auch einen elektronischen Rechner und eine Vorrichtung für die Hornhautchirurgie des Auges, bei denen ein mittels des Verfahrens erzeugtes Steuerprogramm eingesetzt wird.

Die photorefraktive Keratektomie (englisch: Photorefractive Keratectomy) ist bisher ein weitgehend etabliertes Verfahren zur Korrektur von Fehlsichtigkeit niederer Ordnung, also zum Beispiel von Myopie, Hyperopie, Astigmatismus, myopem Astigmatismus und hyperopem Astigmatismus. Der Begriff "phororefraktive Keratektomie (PRK)" wird üblicherweise dahingehend verstanden, daß damit nur ein Eingriff an der Hornhautoberfläche gemeint ist, nachdem das sog. Hornhautepithel entfernt ist. Nach Entfernung des Epithels liegt die Bowman-Membran bzw. das Hornhautstroma frei und kann mit einem Laser abgetragen werden. Von der PRK im allgemeinen unterschieden wird das LASIK-Verfahren (Laser In Situ Keratomileusis). Beim LASIK-Verfahren wird zunächst mit einem sog. Mikrokeratom ein ca. 100 µm bis 200 µm dickes Hornhautscheibchen (sog. "Flap") mit einem Durchmesser von 8 bis 10 mm bis auf einen geringen, als "Scharnier" dienenden Rest abgeschnitten. Dieses Scheibchen (Flap) wird zur Seite geklappt, und danach erfolgt die Ablation (Entfernung) von Material mittels Laserstrahlung direkt im Stroma, also nicht an der Hornhautoberfläche. Nach der Laserbehandlung wird der Dekkel wieder an seinen ursprünglichen Platz zurückgeklappt, und es erfolgt in der Regel eine relativ schnelle Heilung.

Die nachfolgend beschriebene Erfindung eignet sich sowohl für die vorstehend erläuterte PRK als auch, insbesondere, für die LASIK-Technik.

Bei der PRK und bei LASIK wird Material der Hornhaut abgetragen. Der Abtrag ist eine Funktion der auf die Hornhaut auftreffenden Energiedichte (Energie pro Flächeneinheit) des Laserstrahls. Es sind unterschiedliche Techniken für die Strahlformung und Strahlführung bekannt, so zum Beispiel die sogenannte Schlitz-Abtastung (slit scanning), bei der die Strahlung mittels eines bewegten Schlitzes über den zu bearbeitenden Bereich geführt wird, das sogenannte Fleck-Abtasten (scanning-spot), bei dem ein Strahlungsfleck mit sehr geringen Abmessungen über das abzutragende Gebiet geführt wird, und auch die sogenannte Vollabtragung (full-ablation oder wide-field ablation), bei der die Strahlung großflächig über den gesamten abzutragenden Bereich eingestrahlt wird und wobei die Energiedichte sich über das Strahlprofil ändert, um den gewünschten Abtrag der Hornhaut zu erreichen. Der Stand der Technik kennt für die genannten Strahl-Führungen jeweils geeignete Algorithmen zum Steuern der Strahlung, um die Hornhaut so abzutragen, daß die Cornea schließlich den gewünschten Krümmungsradius erhält.

Das vorstehend bereits erwähnte "Fleck-Abtasten" (scanning-spot) verwendet einen auf einen relativ kleinen Durchmesser (0,1-2mm) fokussierten Laserstrahl, der mittels einer Strahlführungseinrichtung auf verschiedene Stellen der Hornhaut gerichtet und durch einen sogenannten Abtaster (scanner) sukzessive so bewegt wird, daß letztlich der gewünschte Abtrag von der Cornea erreicht wird. Die Abtragung erfolgt also gemäß einem sogenannten Ablationsprofil. Bei der PRK und LASIK sind insbesondere sogenannte galvanometrische Abtaster (Scanner) verwendbar (vgl. Aufsatz G.F. Marshall in LASER FOCUS WORLD, Juni 1994, S. 57). Es sind inzwischen auch andere Scan-Techniken bekannt für die Führung des Laserstrahls.

Nach dem Stand der Technik werden zur Zeit die genannten Fehlsichtigkeiten niederer Ordnung (z.B. Myopie, Hyperopie, Astigmatismus) nach den sogenannten Refraktionsdaten des Patientenauges durchgeführt, d.h. der für das Patientenauge gemessene Dioptrie-Wert bestimmt das Ablationsprofil, gemäß dem Material von der Hornhaut abgetragen (ablatiert) wird (vgl. T. Seiler und J. Wollensak in LASERS AND LIGHT IN OPTHALMOLOGY, Vol. 5, Nr. 4, S.199-203, 1993). Gemäß diesem Stand der Technik wird also für ein gegebenes Patientenauge mit einem bestimmten Dioptrie-Wert die Laserstrahlung so über die Hornhaut (Cornea) geführt, daß ein vorgebenes Ablationsprofil abgetragen wird, zum Beispiel entsprechend einer Parabel bei einer Myopiekorrektur. Mit anderen Worten: das Ablationsprofil ist nur gemäß dem Dioptrie-Wert an das individuelle Auge angepaßt nicht aber gemäß lokalen Unregelmäßigkeiten des optischen Systems "Auge".

Auch der Aufsatz von J.K. Shimmick, W.B. Telfair et al. in JOURNAL OF REFRATIVE SURGERY, Vol. 13, Mai/Juni 1997, S. 235-245, beschreibt die Korrektur von Sehfehlern niederer Ordnung mittels photorefraktiver Keratektomie, wobei die Photoablationsprofile theoretischen Parabelformen entsprechen. Es wurde darüber hinaus dort nur vorgeschlagen, einige empirische Korrekturfaktoren in das Ablationsprofil einzufügen, die der Wechselwirkung zwischen Laser und Gewebe Rechnung tragen, um im Ergebnis eine paraboloidförmige Abtragung auf dem Auge zu erreichen.

Ein besonderes Problem bei der photorefraktiven Keratektomie und LASIK ist die relative Positionierung von Laserstrahl und Auge. Der Stand der Technik kennt verschiedene Verfahren hierfür, so zum Beispiel sogenannte "Eye-tracker", d.h. Einrichtungen, die Bewegungen des Auges ermitteln, um dann den für die Ablation verwendeten Laserstrahl entsprechend den Augenbewegungen zu steuern (nachzuführen). Den Stand der Technik hierzu beschreibt zum Beispiel die DE 197 02 335 C1.

Wie vorstehend erwähnt ist, sind die Verfahren der photorefraktiven Hornhautchirurgie des Standes der Technik zur Korrektur von Fehlsichtigkeit niederer Ordnung im wesentlichen "Pauschalverfahren" in dem Sinne, daß die Korrektur auf den (pauschalen) Dioptrie-Wert des Auges abstellt. Die Korrektur derartiger Fehlsichtigkeit niederer Ordnung kann zum Beispiel mit sphärischen oder astigmatischen Linsen oder auch eben mit einer photorefraktiven Korrektur der Hornhaut erfolgen.

Allerdings wird die optische Abbildung im Auge nicht nur durch die genannten Fehlsichtigkeiten niederer Ordnung beeinträchtigt, sondern auch durch sogenannte Bildfehler höherer Ordnung. Solche Bildfehler höherer Ordnung treten insbesondere auf nach operativen Eingriffen an der Hornhaut und innerhalb des Auges (Katarakt-Operationen). Solche optischen Aberrationen können die Ursache dafür sein, daß trotz einer ärztlichen Korrektur eines Fehlers niederer Ordnung die volle Sehschärfe (Visus) nicht erreicht wird. P. Mierdel, H.-E. Krinke, W. Wigand, M. Kaemmerer und T. Seiler beschreiben in DER OPHTALMOLOGE, Nr. 6, 1997, S.441 eine Messanordung zur Bestimmung der Aberration des menschlichen Auges. Mit einer solchen Messanordung können Aberrationen (Abbildungsfehler) für monochromatisches Licht gemessen werden, und zwar nicht nur durch die Hornhaut bedingte Aberrationen, sondern es können die vom gesammten okularen Abbildungsystem des Auges verursachten Abbildungsfehler gemessen werden, und zwar ortsabhängig, d.h. mit einer bestimmten Auflösung kann für gegebene Orte innerhalb der Pupille des Auges bestimmt werden, wie groß an dieser Stelle der Abbildungsfehler des gesamten optischen Systems des zu korrigierenden Auges ist. Derartige Abbildungsfehler des Auges werden in der vorstehend zitierten Arbeit von P. Mierdel et al. als sogenannte Wellenfrontaberration mathematisch beschrieben. Man versteht unter einer Wellenfrontaberration den räumlichen Verlauf des Abstands zwischen der realen Lichtwellenfront eines zentralen Lichtpunktes und einer Referenzfläche, wie z. B. ihrer idealen, kugelförmigen Gestalt. Als räumliches Bezugssystem dient also z. B. die Kugeloberfläche der idealen Wellenfront. Als Bezugssystem für

die Aberrationsmessung wird eine Ebene gewählt, wenn die zu vermessende ideale Wellenfront eben ist.

Das Messprinzip gemäß der genannten Arbeit von P. Mierdel, T. Seiler et al. wird auch bei der PCT/EP00/00827 eingesetzt. Es beinhaltet im wesentlichen, daß ein Parallelstrahlbündel hinreichenden Durchmessers durch eine Lochmaske in getrennte parallele Einzelstrahlen aufgeteilt wird. Diese Einzelstrahlen durchlaufen eine Sammellinse (sogenannte Aberroskoplinse) und werden dadurch beim emmetropen Auge in einem bestimmten Abstand vor der Retina fokussiert. Die Folge sind gut sichtbare Projektionen der Maskenlöcher auf der Retina. Dieses retinale Lichtpunktmuster wird nach dem Prinzip der indirekten Ophtalmoskopie auf die Sensorfläche einer CCD-Videocamera abgebildet. Im aberrationsfreien idealen Auge ist das abgebildete Lichtpunktmuster unverzerrt und entspricht genau dem Lochmaskenmuster. Ist aber eine Aberration gegeben, kommt es zu individuellen Verschiebungen jedes Musterpunktes, weil jeder Einzelstrahl einen bestimmten Hornhaut- bzw. Pupillenbereich durchläuft und gemäß der irregulären optischen Wirkung eine Abweichung vom idealen Verlauf erfährt. Aus den retinalen Musterpunktverschiebungen wird schließlich die Wellenfrontaberration mit einem Näherungsverfahren als Ortsfunktion über der Pupillenfläche ermittelt. Der genannte Stand der Technik beschreibt auch die mathematische Darstellung dieser Wellenfrontaberration in Form eines sogenannten "Wellenfrontaberrationsgebirges". Dieses "Wellenfrontaberrationsgebirge" gibt über jedem Pupillenort (x-y Koordinaten) einen Wert für die Wellenfrontaberration W(x,y) an, der dann als Höhe über den x-y Koordinaten aufgetragen ist. Je höher das "Gebirge" ist, um so größer sind die Abbildungsverzehrungen im Auge an dem jeweiligen Pupillenort. Für jeden einfallenden Lichtstrahl besteht in erster Näherung eine Proportionalität zwischen der gemessenen Abweichung des entsprechenden retinalen Lichtpunktes von seiner idealen Position und der Steilheit des "Wellenfrontaberrationsgebirges". Somit kann daraus die Wellenfrontaberration als Ortsfunktion, bezogen auf einen willkürlichen Referenzwert auf der optischen Achse des Systems, bestimmt werden. Ideale, im

Regelfall unverzerrte Lichtpunktpositionen auf der Retina, die den Referenzwert liefern können, sind zum Beispiel vier zentrale Punkte mit geringem gegenseitigen Abstand. Solche Punkte repräsentieren eine zentrale Hornhaut-Pupillen-Zone von etwa 1 bis 2 mm Durchmesser, die erfahrungsgemäß als weitgehend frei von Bildfehlern höherer Ordnung angenommen werden kann.

Das "Wellenfrontaberrationsgebirge" kann in verschiedener Weise mathematisch mit Hilfe eines geschlossenen Ausdruckes (einer Funktion) dargestellt werden. In Betracht kommen z. B. Approximationen in Form einer Summe von Taylor- oder auch insbesondere Zernike-Polynomen. Die Zernike-Polynome haben den Vorteil, daß ihre Koeffizenten einen direkten Bezug zu den allgemein bekannten Bildfehlern (Öffnungsfehler, Koma, Astigmatismus, Verzeichnung) haben. Die Zernike-Polynome sind ein Satz vollständig orthogonaler Funktionen. In einem Aufsatz von J. Liang, B. Grimm, S. Goelz und J. F. Bille, "Objective Measurement of Wave Aberrations of the Human Eye with the use of a Hartmann-Shack Wave-Front Sensor", *Optical Society of America*, 11(7):1949-1957, Juli 1994, wird gezeigt, wie die Wellenfront (bzw. Wellenfrontaberration) aus den Gitterpunktverschiebungen berechnet werden kann. Aus der Bestimmung der Ableitungsfunktion der Wellenfront läßt sich so die eigentliche Wellenfront ermitteln. Die Wellenfront ergibt sich als Lösung eines Gleichungssystems. Auch der Aufsatz von H. C. Howland und B. Howland, "A Subjective Method for the Measurement of Monochromatic Aberrations of the Eye", *Journal of the Optical Society of America*, 67(11):1508-1518, November 1977, beschreibt ein Verfahren zum Bestimmen der monochromatischen Aberration und die Ermittlung der ersten fünfzehn Taylor-Koeffizienten.

Die in der oben genannten PCT/EP00/00827 vorgestellte Vorrichtung für die photorefraktive Hornhautchirurgie bei Sehfehlern höherer Ordnung weist die folgenden Einrichtungen auf:

- ein Aberroskop zum Messen der Wellenfrontaberration des gesamten optischen Systems des zu korrigierenden Auges in bezug auf eine bestimmte Augenposition,
- Mittel zum Ableiten eines Photoablationsprofils aus der gemessenen Wellenfrontaberration derart, daß eine Photoablation gemäß dem Photoablationsprofil die Wellenfrontaberration des behandelten Auges minimiert, und
- eine Laserstrahlungsquelle und Mittel zum Steuern der Laserstrahlung in Bezug auf die bestimmte Augenposition zur Abtragung des Photoablationsprofils.

Auch, wenn diese Vorrichtung gegenüber den Vorgängerlösungen bedeutende Verbesserungen hervorbrachte, erwies sich, daß die Behandlungserfolge in einigen Fällen nicht so gut waren, wie es bei der Genauigkeit, mit der das Photoablationsprofil erstellt wurde, zu erwarten gewesen wäre.

Es ist demgegenüber Aufgabe der vorliegenden Erfindung, einen Weg aufzuzeigen, wie noch bessere Behandlungserfolge erzielt werden können.

Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, daß im Stand der Technik zwar ein sehr genaues Ablationsprofil ermittelt wurde, daß aber bei der Durchführung der Ablation vereinfachend davon ausgegangen wurde, daß der Laserstrahl an jeder Stelle der Hornhaut eine gleichmäßige Abtragung bewirkt. Der Laserstrahl trifft aber unter unterschiedlichen Winkeln auf die verschiedenen Stellen auf der Hornhaut auf. Dies hat zwei Folgen: zum einen verändert sich die Dichte der auf der Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlenergie mit diesem Winkel, zum anderen wird von der auftreffenden Laserstrahlung je nach Winkel ein unterschiedlich großer Anteil reflektiert.

Entsprechend stellt die Erfindung ein Verfahren zum Erzeugen eines Steuerprogramms der eingangs genannten Gattung bereit, bei dem bei der Erzeugung des Steuerprogramms der Einfluß des Winkels zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche auf die Ener-

giedichte des auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlspots berücksichtigt wird.

Alternativ oder zusätzlich wird berücksichtigt, daß ein Anteil der auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlenergie wegreflektiert wird.

Vorzugsweise werden dabei nachfolgend ausführlicher beschriebene Formeln verwendet.

Die Erfindung ist auch dann anwendbar, wenn nicht nur ein Laserstrahlspot auf die Hornhaut gestrahlt wird, sondern ein ganzes Laserstrahlprofil, wie bei der eingangs genannten Vollabtragung und bei der Schlitzabtastung.

Außerdem betrifft die Erfindung einen Programmträger und auch einen elektronischen Rechner zum Ausgeben von Steuersignalen für die Steuerung eines Laserstrahls, wobei der Rechner mit einem gemäß dem genannten Verfahren erzeugten Steuerprogramm programmiert ist und dieses bei der Ausgabe der Steuersignale ausführt.

Außerdem betrifft die Erfindung eine Vorrichtung für die photorefraktive Hornhautchirurgie des Auges zur Korrektur von Sehfehlern mit:

- einer Einrichtung zum Vermessen des optischen Systems des zu korrigierenden Auges,
- Mitteln zum Ableiten eines Ablationsprofils aus den gemessenen Werten,
- einer Laserstrahlungsquelle und Mitteln zum Steuern der Laserstrahlung, wobei die Mittel zum Steuern einen elektronischen Rechner umfassen, der ein Steuerprogramm ausführt, das nach dem erfindungsgemäßen Verfahren erzeugt wurde.

Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung an Hand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigt:

Figur 1 schematisch die Wellenfrontaberration;

Figur 2 schematisch ein Aberroskop zum Messen der Wellenfrontaberration des gesamten optischen Systems eines zu behandelnden Auges;

Figur 3 schematisch eine Meß- und Steueranordnung zum Durchführen einer photorefraktiven Keratektomie des Auges mit Mitteln zum Ableiten eines Photoablationsprofils und Mitteln zum Steuern der Laserstrahlung;

Figur 4 die Abhängigkeit der Ablationstiefe von der Strahlenergiedichte;

Figur 5 schematisch die Oberfläche der Hornhaut mit auf der Oberfläche auftreffendem Laserstrahlspot und mit eingezeichneten Achsen;

Figur 6 die Abhängigkeit eines ersten Korrekturfaktors vom Abstand r des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut zur z-Achse für verschiedene Radien R der Hornhaut;

Figur 7 schematisch die Oberfläche der Hornhaut und den im Winkel α_1 einfallenden Laserstrahl;

Figur 8 die Abhängigkeit eines zweiten Korrekturfaktors vom Abstand r des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut zur z-Achse verschiedene Radien R der Hornhaut;

Figur 9 die Abhängigkeit eines kombinierten Korrekturfaktors für die Ablationstiefe vom Abstand r des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut zur z-Achse für verschiedene Radien R der Hornhaut

Figur 10 die Abhängigkeit des Verhältnisses von dem Abstand, bei dem die Dichte der auf der Hornhautoberfläche auftreffenden, nicht reflektierten Energie 80 % beträgt, zu dem Abstand, bei dem sie 0 ist, von der Strahlenergiedichte des einfallenden Laserstrahls;

Figur 11 schematisch den Strahlverlauf bei nicht zentriertem Auftreffen des Laserstrahlspots;

Figur 12 die Abhängigkeit des kombinierten Korrekturfaktors für die Ablationstiefe von dem Abstand r des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut von der in Figur 11 gezeigten z-Achse bei unterschiedlichem Ausmaß der Dezentrierung r_v bei einem Krümmungsradius von R = 7,8 mm und einer Strahlenergiedichte des einfallenden Laserstrahls von F = 150 mJ/cm².

Figur 1 zeigt schematisch die oben bereits erläuterte Wellenfrontaberration eines Auges, d. h. die Abweichung der realen, asphärischen Wellenfront von der idealen Wellenfront. A ist die optische Achse des Systems und F der Brennpunkt, letzteres hier auch der gedachte Ausgangspunkt der Strahlung im Falle einer idealen Wellenfront.

Figur 2 zeigt schematisch das optische Schema eines Video-Aberroskops zur Messung der Wellenfrontaberration eines Auges 10. Das grüne Licht eines HeNe-Lasers (543 nm) wird auf einen Durchmesser von etwa 12 mm aufgeweitet und anschließend mittels einer Lochmaske 12, in der eine Vielzahl äquidistanter Löcher ausgebildet sind, in eine entsprechende Anzahl paralleler Einzelstrahlen aufgeteilt. Gemäß Figur 2 verlaufen diese Einzelstrahlen, die nur schematisch durch punktierte Linien angedeutet sind, parallel zur optischen Achse A des Systems. Durch eine Aberroskoplinse 14 (Sammellinse) vor dem Auge 10 werden diese Strahlen so gebrochen, daß sie in einem bestimmten Abstand vor

der Netzhaut 20 fokussiert werden (Fokus F). Bei einem rechtsichtigen Auge hat die Aberroskoplinse z. B. einen Brechwert von +4dpt. Im aberrationsfreien Idealauge entsteht auf diese Weise ein völlig unverzerrtes Lichtpunktmuster auf der Netzhaut 20. Die Pupille ist mit dem Bezugszeichen 18 angedeutet.

Weist das Auge 10 jedoch eine Aberration auf, so werden die Musterpunkte entsprechend den Abbildungsfehlern verschoben, da jeder Einzelstrahl nur einen ganz bestimmten Ort der Pupille 18 passiert und gemäß den irregulären optischen Wirkungen eine Abweichung vom idealen Verlauf erfährt. Diese Abweichung vom idealen Verlauf entspricht dem optischen Abbildungsfehler des gesamten optischen Systems des Auges 10 bezüglich eines Lichtstrahls, der den bestimmten Ort innerhalb der Pupille passiert. Auf der Hornhaut haben die Einzelstrahlen z. B. in x- und y-Richtung einen konstanten Abstand von 1,0 mm und ihr Durchmesser beträgt beispielhaft etwa 0,5 mm. Das gesamte parallele Meßstrahlbündel hat auf der Hornhaut z. B. eine Abmessung von 8 x 8 mm.

Mittels eines Halbspiegels 16 wird das auf der Netzhaut 20 erzeugte Lichtpunktmuster über eine Ophthalmoskoplinse 22 und ein Objektiv 24 für das Netzhautbild auf eine Sensorfläche 28 einer Festkörper-Bildkamera (CCD-Kamera) abgebildet, um das entstehende Lichtpunktmuster rechnerisch zu verarbeiten. Die Abweichungen der Orte der Lichtpunkte, bezogen auf die äquidistante, regelmäßige Struktur des fehlerfreien Auges, ergibt die Möglichkeit, die Wellenfrontaberration W (x, y) als Ortsfunktion über die Pupillenfläche des Auges zu ermitteln. Die Ortsfunktion kann mittels eines Satzes von Polynomen approximiert werden, z. B. Taylor-Polynomen oder Zernike-Polynomen. Die Zernike-Polynome werden hier bevorzugt, weil ihre Koeffizienten C_i den Vorteil eines direkten Bezuges zu den Bildfehlern haben, wie Öffnungsfehler, Koma, Astigmatismus, Verzeichnung. Mit den Zernike-Polynomen Z_i (x, y) läßt sich die Wellenfrontaberration W wie folgt darstellen:

$$W(x,y) = \Sigma_i C_i \times Z_i(x,y).$$

Mit (x,y) sind die kartesischen Koordinaten in der Pupillenebene bezeichnet.

Mit der Bestimmung von z. B. den ersten 14 Koeffizienten C_i (i = 1,2, ..., 14)der Zernike-Polynome ist eine hinreichend genaue Beschreibung der Wellenfrontaberration W(x,y) als Funktion der Ortskoordinaten der freien Pupillenfläche möglich. Auf diese Weise ergibt sich ein sog. Wellenfrontaberrationsgebirge, d. h. in einer dreidimensionalen Darstellung eine Funktion über den Ortskoordinaten x,y, die den jeweils lokalen Abbildungsfehler angibt. Außer den Zernike-Polynomen können auch andere Möglichkeiten gewählt werden, die Wellenfront mathematisch zu beschreiben, z. B. Taylor-Reihen. Die Zernike-Polynome sind nur das hier gewählte Ausführungsbeispiel.

Aus dieser Wellenfrontaberration W(x,y) wird mittels eines Rechners 48 (Figur 3) ein sog. Photoablationsprofil berechnet. Der Rechner ermittelt also letztlich aus dem Lichtpunktmuster die Wellenfrontaberration in Form einer bestimmten Anzahl von Zernike-Koeffizienten und dann aus der Wellenfrontaberration ein Photoablationsprofil, d. h. Daten darüber, bis zu welcher Tiefe am jeweiligen Pupillenort die Hornhaut abgetragen (ablatiert) werden muß, um die Wellenfrontaberration zu verkleinern. Das Ablationsprofil, also die Schichtstärke des abzutragenden Materials in Abhängigkeit vom Ort (X-Y-Koordinaten) kann auf verschiedene Weise aus der Wellenfront (Aberration) bestimmt werden:

Grundsätzlich erfolgt die Berechnung des Ablationsprofils für ein zu korrigierendes Auge mit einem entsprechenden Augenmodell.

Dazu wird die Wellenfrontaberration auf die Hornhautoberfläche unter Berücksichtigung der geometrischen Eigenschaften des Auges, wie z. B. der Hornhautdicke, Abstand zwischen Hornhautrückfläche und Linsenvorderfläche, Abstand zwischen Linsenvor-

derfläche und Linsenrückfläche, Abstand zwischen Linsenrückfläche und Netzhaut, mathematisch projiziiert. Weiterhin werden bei der Berechnung des Ablationsprofils die Brechnungsindizes der einzelnen optischen Elemente des Auges berücksichtigt. Die Wellenfront beschreibt im wesentlichen die Laufzeitunterschiede des Lichts, d. h. die optische Wegstrecke. Dividiert man die optische Wegstrecke durch den Brechungsindex, so erhält man den geometrischen Weg. Es läßt sich somit aus der Projektion der Wellenfront auf die Hornhaut das zugehörige Ablationsprofil ableiten. In der Art einer Iteration wird an der gegebenen Stelle der Hornhaut eine Ablationstiefe (bei LASIK entsprechend eine Tiefe des im Stroma ablatierten Materials) mathematisch angenommen und berechnet, wie sich eine solche Ablation auf die Laufzeitunterschiede der Strahlen auswirken würde. Ziel ist eine Angleichung der Laufzeiten der Strahlen an allen Orten der Hornhaut derart, daß die Wellenfrontaberration möglichst gering wird. Dabei muß berücksichtigt werden, daß die Wellenfront auch Werte annehmen kann, die in ihrer physikalischen Bedeutung einen Auftrag von Gewebe bedeuten (d. h. eine Verstärkung der Hornhaut), was in der Regel nicht möglich ist. Deshalb muß das Ablationsprofil entsprechend angepaßt werden, d. h. insgesamt so verschoben werden, daß nur durch Ablation (Abtrag) von Gewebe das gewünschte Zielprofil der Hornhaut erreicht wird.

Die Wellenfrontaberration läßt sich nicht nur in der Pupillenebene (Eintrittspupille; englisch: entrance pupil) berechnen, sondern auch direkt an der Hornhaut. Unter Berücksichtigung der entsprechenden Brechungsindizes ergibt sich somit das eigentliche Ablationsprofil für einen bestimmten Pupillendurchmesser.

Eine Korrektur der für die Ermittlung des Ablationsprofils verwendeten Wellenfrontaberration $W(x,y)$ wird dahingehend vorgenommen, daß der Heilungsprozeß des Auges nach der Operation mitberücksichtigt wird. Der Heilungsprozeß hat nämlich eine Änderung der optischen Eigenschaften des Auges zur Folge hat und daß zur Erzielung bester Ergebnisse diese Änderungen bei der zugrundege-

legten Wellenfrontaberration berücksichtigt werden sollten. Dies geschieht wie folgt:

In die obige Gleichung, in der die Wellenfrontaberration $W(x,y)$ als Summe von Zernike-Polynomen $Z_i(x,y)$ dargestellt ist, werden sog. Korrekturfaktoren ("fudge factors") A_i eingeführt:

$$W(x,y) = \sum_{i=0}^{n} A_i \times C_i \times Z_i(x,y)$$

Im Vergleich zur obigen Formel sind in der Summe von Zernike-Koeffizienten und Zernike-Polynomen jeweils Korrekturfaktoren A_i hinzugefügt worden, die empirisch dem Wundheilungsprozeß Rechnung tragen. Mit anderen Worten: Die vorstehende Funktion $W(x,y)$ beschreibt die zu korrigierende Wellenfront am Auge unter Berücksichtigung von postoperativen Änderungen einzelner optischer Bildfehler (Z_i) durch die Wundheilung. Dabei sind insbesondere klinisch relevant die Zernike-Koeffizienten von nullter bis achter Ordnung. Die Polynom-Koeffizienten Ci beschreiben, wie oben bereits erläutert ist, die Größe des Bildfehlers aus der beschriebenen Messung.

Es hat sich empirisch gezeigt, daß der klinisch relevante Wertebereich der Korrekturfaktoren A_i im Bereich von -1000 bis 0 bis +1000 liegt. Es wurde weiter empirisch ermittelt, daß die klinischen Korrekturfaktoren A_i für jeden Koeffizienten C_i unterschiedliche Werte annehmen. A_i ist also eine Funktion von C_i. Diese funktionale Abhängigkeit $A_i = f_i\ (C_i)$ ist unterschiedlich für die einzelnen Koeffizienten C_i, d. h. die Funktion f_i hat verschiedene Verläufe für die einzelnen Koeffizienten C_i.

Es hat sich weiter gezeigt, daß die Funktion $A_i = f_i\ (C_i)$ weiterhin vom jeweils verwendeten therapeutischen Lasersystem abhängig ist, da der postoperative Heilungsverlauf auch vom jeweils verwendeten Lasersystem selbst abhängig ist. Dies bedeutet, es können in der Regel keine allgemein gültigen (abstrak-

ten) Daten oder Algorithmen für die klinischen Korrekturfaktoren A_i angegeben werden, vielmehr müssen diese Korrekturfaktoren empirisch (experimentell) klinisch für das jeweils verwendete Lasersystem ermittelt werden, wobei der oben angegebene typische Wertebereich von -1000 über 0 bis +1000 gilt, insbesondere für das hier verwendete Lasersystem der Firma WaveLight, Erlangen, Deutschland.

Wie gesagt, können aufgrund der Wellenfrontaberration ermittelte Ablationsprofile, wenn die vorstehend genannten Korrekturfakten A_i nicht verwendet werden, zu einer Überbewertung oder Unterbewertung einzelner Bildfehler aufgrund der Wundheilung nach dem refraktiven Eingriff führen, bei LASIK also u. a. das Anheilen des zurückgeklappten Scheibchens ("flap"). Z. B. muß für die Korrektur eines Komas von etwa $Z_7 = 0,3$ µm ein Koma von $Z_7 = 0,5$ µm von der Hornhaut abgetragen werden, damit nach dem Abschluß der Wundheilung (z. B. Epithelschluß, ca. 7 Tage) ein $Z_7 = 0$ resultiert ("Z" steht hier für den Zernike-Koeffizienten als Beispiel)..

Die gemäß obiger Vorgabe ermittelten Korrekturfaktoren A_i werden im Rechner abgelegt und das Computerprogramm arbeitete sie (automatisch) in das letztlich zur Anwendung kommende Ablationsprofil ein.

Alternativ zur vorstehend beschriebenen Berechnung des Ablationsprofils aus der Wellenfrontaberration kann das Ablationsprofil auch direkt aus einer Projektion von Punkten auf die Hornhaut und die Netzhaut berechnet werden. Fällt ein Lichtstrahl mit bekannten Einfallswinkeln und Koordinatenpunkten auf die Hornhaut und dann in das Auge, so wird dieser Lichtstrahl entsprechend den optischen Eigenschaften des Auges auf der Netzhaut abgebildet. Da die Position des Lichtstrahls auf der Hornhaut und die Einfallswinkel des Strahls bekannt sind, läßt sich durch Messung der Position des Lichtstrahls auf der Netzhaut der optische Strahlengang reproduzieren. Wird dabei festgestellt, daß die Position des Lichtstrahls auf der Netzhaut von der

Sollposition abweicht (die Sollposition bedeutet eine aberrationsfreie Abbildung), so läßt sich aus der Positionsabweichung die Aberration ermitteln. Das Licht wird entsprechend der geometrischen Krümmung der Oberfläche der Hornhaut und den weiteren Aberrationsfehlern des Systems "Auge" gebrochen. Die vorstehend genannte Positionsabweichung des Lichtstrahls auf der Netzhaut kann durch eine entsprechende Änderung des Lichteinfallswinkels ausgedrückt werden. Der Lichteinfallswinkel ist proportional zur Ableitungsfunktion der Oberfläche der Hornhaut. Durch iteratives Vorgehen kann aus der Positionsverschiebung des Lichtstrahls auf der Netzhaut und der damit verbundenen Änderung des Lichteinfallswinkels auf eine (krankhafte) Änderung der Krümmung der Hornhautoberfläche geschlossen werden. Die Änderung der Krümmung der Hornhautoberfläche beschreibt also die Ableitungsfunktion des (gesuchten) Ablationsprofils. Wird dieses Verfahren mit einer ausreichenden Anzahl von Lichtstrahlen an unterschiedlichen Punkten des Auges durchgeführt (z. B. durch Projektion eines Gitters auf die Hornhaut), läßt sich die gesamte Ableitungsfunktion des (gesuchten) Ablationsprofils bestimmen. Hieraus kann dann mit bekannten mathematischen Verfahren (z. B. Spline-Interpolation und anschließende Integration) das Ablationsprofil berechnen.

Es hat sich gezeigt, daß Ablationsprofile, die mit Wellenfrontmessungen gewonnen worden sind, in einigen Fällen eine sog. Übergangszone erforderlich machen, weil ohne eine solche Übergangszone unter Umständen am Rand des Ablationsprofils ein bestimmter Rest an Material stehen bliebe, d. h. es würde sich auf der Hornhaut eine Stufe ergeben. Um eine derartige Stufe zu vermeiden, wird eine ca. 0,5 mm bis 3 mm breite Übergangszone um das Ablationsprofil herum nach außen hin vorgesehen, um eine glatte, stufenlose Fläche auf der gesamten Hornhaut zu gewährleisten.

Figur 3 zeigt schematisch das Rechner- und Steuersystem zur Durchführung einer Photoablation gemäß dem errechneten Photo-

ablationsprofil. Die Photoablation erfolgt sowohl oberflächlich auf der Hornhaut als auch intra-stromal.

Als Laser 30 für die Photoablation kommt insbesondere in Betracht ein Excimerlaser (193 nm). Ebenfalls in Betracht kommen insbesondere Er:YAG-Festkörperlaser mit einer Wellenlänge von 2,94 µm und UV-Festkörperlaser (z.B. Nd:YAG mit 213 nm).

Die Laserstrahlung wird mittels eines galvanometrischen Abtasters (Scanner) 32 umgelenkt und der umgelenkte Laserstrahl 34 wird auf das Auge 10 gerichtet.

Koaxial mit dem Laserstrahl 34 wird ein weiterer Strahl einer sog. Positionierlichtquelle 36 auf das Auge 10 gerichtet. Der Strahl 50 der Positionierlichtquelle 36 definiert eine Bezugsachse A, die im Raum ortsfest ist.

Im Realfall bewegt sich das Auge 10 in Bezug auf die Achse A. Um bei derartigen Bewegungen den Bearbeitungsstrahl 34 und entsprechend das abzuarbeitende Ablationsprofil den Bewegungen des Auges anzupassen (nachzuführen) wird das Auge mit Infrarotstrahlung (nicht gezeigt) beleuchtet, und mittels der CCD-Kamera 28 werden Bilder aufgenommen mit einer bestimmten Bildfolgefrequenz. Die Bildstrahlung 42 des Auges erzeugt also in der CCD-Kamera 28 Bilder, die elektronisch verarbeitet werden. Das elektronische Ausgangssignal 44 der Kamera 28 wird einer Bildverarbeitungseinrichtung 40 zugeführt, und das Ergebnis der Bildverarbeitung wird in einen Rechner 48 eingegeben, der sowohl die Auswertung als auch die Steuerung des Scanners 32 übernimmt. Der Rechner 48 gibt also ein entsprechendes Stellsignal 46 an den Scanner (Abtaster) 32, so daß der Laserstrahl 34 so gesteuert wird, daß in Bezug auf eine bestimmte Augenposition, in Bezug auf die auch die Wellenfrontablation gemessen worden ist, auch das Ablationsprofil abgearbeitet wird. Auf diese Weise können die optischen Fehler des gesamten Auges durch Photoablation der Hornhaut korrigiert werden. Das hier im vorstehenden Sinne abgearbeitete Ablationsprofil ist das aus der Wel-

lenfrontmessung gewonnene und um die oben erläuterten empirischen Korrekturfaktoren aufgrund der Wundheilung abgeänderte Ablationsprofil.

Die bisher beschriebene Vorrichtung ist auch der PCT/EP00/00827 zu entnehmen. Damit das so aufwendig errechnete Photoablationsprofil auch umgesetzt wird, wird nun der Rechner 48 gemäß der vorliegenden Erfindung so programmiert, daß der Einfluß des Winkels zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche auf die Ablationstiefe berücksichtigt wird.

Wie bereits erwähnt, spielen dabei zwei Faktoren eine Rolle:
1) Der Laserstrahlspot (Laserstrahlfleck) verändert seine Größe und Form winkelabhängig beim Auftreffen auf eine gekrümmte Oberfläche, wodurch sich die Energiedichte des auftreffenden Laserstrahls verändert, und
2) je nach dem Winkel zwischen dem Laserstrahl und der Hornhautoberfläche wird ein unterschiedlicher Anteil der auftreffenden Energie des Lasers wegreflektiert.

Somit verringert sich die wirksame, d.h. die ablatierende Energiedichte in Abhängigkeit vom Winkel zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche.

Abhängigkeit der Ablationstiefe von der wirksamen Energiedichte

Zunächst muß daher untersucht werden, wie sich die unterschiedliche wirksame Energiedichte auf die Ablationstiefe auswirkt.

Dies ist in Figur 4 dargestellt. Die quadratischen Punkte stehen dabei für gemessene Werte bei Laserpulsen einer bestimmten Dauer (für eine Laserstrahlung eines ArF-Excimerlasers mit 193 nm Wellenlänge). Man kann erkennen, daß die Ablationstiefe mit dem Logarithmus der wirksamen Strahlenergiedichte ansteigt. Die Ablationstiefe d folgt somit der Formel

$$d = m \cdot \ln\left(\frac{F}{F_{th}}\right), \qquad (1)$$

wobei F die wirksame Strahlenergiedichte und F_{th} ein Energiedichtenschwellwert ist, ab dem überhaupt eine Ablation erst einsetzt. Der Faktor m ist eine Konstante. Entsprechend dieser Formel wurde die Kurve 52 gefittet. Der Energiedichtenschwellwert F_{th} ergab sich dabei zu 50 mJ/cm^2.

Die Tatsache, daß die Ablationstiefe in Abhängigkeit von der wirksamen Strahlenergiedichte einer solch einfachen Formel folgt, erleichtert eine numerische Verarbeitung in dem Rechner 48.

Auftreffende Energiedichte bei Auftreffen auf die gekrümmte Oberfläche

Im folgenden soll nun untersucht werden, wie sich die auftreffende Energiedichte in Abhängigkeit vom Ort des Auftreffens des Laserstrahlspots auf der Hornhaut ändert.

In Figur 5 ist schematisch die als sphärisch angenommene Hornhaut 54 gezeigt, auf die ein Laserstrahl 56 auftrifft. Hier ist zur Vereinfachung zunächst angenommen, daß der Laserstrahl 56 parallel zur z-Achse strahlt. Der Laserstrahlspot hat auf der Oberfläche der Hornhaut 54 eine Fläche A_{eff}.

Die Fläche A_{eff} kann nun in Abhängkeit von den Koordinaten des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut 54 berechnet werden.

Dabei sind nur zwei der Koordinaten unabhängig voneinander, die dritte Koordinate ergibt sich aus der Form der Oberfläche der Hornhaut 54. So gilt für die z-Koordinate in Abhängigkeit von den Koordinaten x und y:

$$z = f(x,y) = f(r) = \sqrt{R^2 - x^2 - y^2} = \sqrt{R^2 - r^2}\,. \qquad (2)$$

Dabei ist R der Radius der Hornhauthalbsphäre. r = $\sqrt{(X^2+Y^2)}$ ist der Abstand von der z-Achse zum Auftreffpunkt 58 des Laserstrahlspotmittelpunkts.

Ist r_s der Radius des Laserstrahlspots vor dem Auftreffen auf der Hornhaut, so erhält man für $A_{eff}(r)$:

$$A_{eff}(r) \approx \int_{-r}^{r} \int_{\sqrt{r^2-x^2}}^{\sqrt{r^2-x^2}} \sqrt{1+\left(\frac{d}{dx}f(x,y)\right)^2+\left(\frac{d}{dy}f(x,y)\right)^2}\,dx\,dy \qquad (3)$$

(Diese Formel ergibt sich aus Kapitel F in: Höhere Mathematik griffbereit, Akademie-Verlag, Berlin, 1972, Seiten 638 bis 643.)

Somit ist die Fläche A_{eff} auf der Hornhaut 54 um einen Faktor k1(r),

$$k1(r) = \frac{A_{eff}(r)}{A_0} = \frac{A_{eff}(r)}{\pi \cdot r_s^2} \qquad (4)$$

größer als die Fläche A_0 eines senkrecht einfallenden Laserstrahlspots.

Die Strahlenergiedichte ist nun ja als Quotient aus der Pulsenergie des Lasers E und der bestrahlten Fläche A definiert, F = E/A. Somit verringert sich die Dichte der auf der Hornhautoberfläche auftreffenden Energie auf den Wert F/k1(r) gegenüber der Energiedichte F des einfallenden Laserstrahlspots.

Somit läßt sich mit der bekannten logarithmischen Abhängigkeit der Ablationstiefe von der wirksamen Strahlenergiedichte ein Korrekturfaktor kor1(r) aufstellen, mit dem die bei senkrechtem Auftreffen des Laserstrahlspots erzielte Ablationstiefe multipliziert werden muß, um die Ablationstiefe zu erhalten, wie sie im Falle, wie er in Figur 5 dargestellt ist, erzielt wird. Dieser erste Korrekturfaktor ergibt sich zu:

$$kor\,I(r) = \frac{ln\left(\frac{F}{k\,I(r)\,F_{th}}\right)}{ln\left(\frac{F}{F_{th}}\right)} \qquad (5)$$

Figur 6 zeigt hierzu numerisch ermittelte Kurven für unterschiedliche Radien R der Hornhaut 54.

Wie aus Figur 6 zu erkennen, ergibt sich zum Rand der Hornhaut hin eine beträchtliche Abweichung der Ablationstiefe vom Wert 1, der bei den Verfahren des Standes der Technik vorausgesetzt wurde.

Der Rechner 48 ist so programmiert, daß er diese verringerte Ablationstiefe kompensiert, d.h., daß z. B. entsprechend mehr Laserstrahlpulse auf die betreffenden Stellen gesandt werden, damit das gewünschte Photoablationsprofil erzielt wird.

Einfluß der Oberflächenreflexion

Im folgenden betrachten wir nun die Abhängigkeit der Ablationstiefe von der Oberflächenreflexion. In Figur 7 ist der Einfallswinkel α_1 zwischen dem auftreffenden Laserstrahl 60 und der Flächennormalen 62 zur Hornhaut definiert, wobei die Hornhaut hier schematisch im Schnitt als Halbkreis 64 dargestellt ist.

Für die Bestimmung des reflektierten Anteils des auftreffenden Lichts dienen die Fresnel-Gleichungen, die man beispielsweise dem Lehrbuch der Experimentalphysik von Bergmann, Schaefer, Band III Optik, Walter de Gruyter, Berlin, New York 1987, Seite 496 entnehmen kann:

$$q_{\perp}(\alpha_1) = \frac{\sqrt{n^2 - \sin^2(\alpha_1)} - \cos(\alpha_1)}{1 - n^2} \qquad (6)$$

$$q_{\parallel}(\alpha_1) = \frac{n^2\cos(\alpha_1) - \sqrt{n^2 - \sin^2(\alpha_1)}}{n^2\cos(\alpha_1) + \sqrt{n^2 - \sin^2(\alpha_1)}} \qquad (7)$$

wobei $q_{\perp}$ für senkrecht polarisiertes Licht und $q_{\parallel}$ für parallel polarisiertes Licht steht und n der Brechungsindex des Hornhaut-

materials ist, der beispielsweise für eine Wellenlänge von 193 nm, n = 1,52 beträgt (siehe G.H. Pettit, M.N. Ediger, Corneal-tissue absorption coefficients for 193- and 213-nm ultraviolet radiation, Appl. Optics 1996, Band 35, Seiten 3386 bis 3391). Um eine Abhängigkeit vom Abstand r zu erhalten, benutzt man die Formel

$$\alpha_1(r) = \operatorname{atan}\left(\frac{r}{\sqrt{R^2 - r^2}}\right) \quad \text{, wobei gilt:} \quad 0 \le r^2 < R. \qquad (8)$$

Bei nicht polarisiertem Licht ergibt sich die Reflektanz k2(r) an der Grenzfläche von Luft und Gewebe zu:

$$k2(r) = \frac{q_1^2(r) + q_n^2(r)}{2}$$

Würde man nur berücksichtigen, daß ein Teil der einfallenden Strahlung wegreflektiert wird und die oben besprochene Verringerung der Energiedichte aufgrund der Vergrößerung der effektiven Fläche A_{eff} gegenüber der ursprünglichen Fläche A_0 beiseite lassen, so ergäbe sich eine wirksame Strahlenergiedichte von (1 - k2(r)) x F gegenüber der einfallenden Strahlenergiedichte F und somit eine Abschwächung der Ablationstiefe d auf kor2(r) x d, wobei

$$kor2(r) = \frac{\ln\left(\frac{(1 - k2(r)) \cdot F}{F_a}\right)}{\ln\left(\frac{F}{F_a}\right)} \qquad (9)$$

In Figur 8 sind numerisch ermittelte Kurven dargestellt, die den Verlauf von kor2 in Abhängigkeit vom Abstand r des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut von der z-Achse für verschiedene Radien R der Hornhaut 64 dargestellt. Wie zu sehen, ist der Abfall der Ablationstiefe besonders am Rand sehr stark ausgeprägt, so daß beim Stand der Technik, bei der auch am Rand ein Wert für kor2(r) von 1 angenommen wurde, die Fehler offensichtlich besonders groß waren.

Kombination der genannten Effekte

Natürlich sollten die beiden besprochenen Phänomene der Vergrößerung der effektiven Fläche des Laserstrahlspots und der Reflektion miteinander kombiniert betrachtet werden:

Von der einfallenden Strahlenergiedichte F trifft eine Strahlenergiedichte F/k1(r) auf der Hornhautoberfläche auf, und davon wird der Anteil (1 - k2(r)) x F/k1(r) nicht wegreflektiert.

Somit ergibt sich ein kombinierter Korrekturfaktor kor(r) für die Ablationstiefe zu:

$$kor(r) = \frac{\ln\left(\frac{(1-k2(r))\cdot F}{k1(r)\cdot F_{th}}\right)}{\ln\left(\frac{F}{F_{th}}\right)} \qquad (10)$$

Der Verlauf dieses kombinierten Korrekturfaktors kor(r) ist in Figur 9 anhand numerisch ermittelter Werte in Abhängigkeit von dem Abstand r des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut von der z-Achse für unterschiedliche Krümmungsradien der Hornhaut bei einer Strahlenergiedichte von 150mJ/cm^2 dargestellt.

Wie in Figur 9 zu erkennen, wird der Abfall des Korrekturfaktors kor(r) zum Rand hin desto steiler, je geringer der Krümmungsradius der Hornhautoberfläche ist.

Dies kann man auch anhand von Figur 10 sehen. Dort ist der Abstand $r_{80\%}$, bei dem $kor(r_{80\%}) = 0,8$ ins Verhältnis zum Wert r_{max} gesetzt, bei dem $kor(r_{max}) = 0$ ist, und dieses Verhältnis ist gegen die Energiedichte des einfallenden Laserstrahls aufgetragen.

Mit der Näherung, daß der Laserstrahlspot parallel zur z-Achse eingestrahlt wird, können bereits zufriedenstellende Ergebnisse erzielt werden. Wird der Laserstrahl mittels des Steuerprogramms im Rechner 48 so gesteuert, daß die Verringerung der Ablationstiefe am Rand der Hornhaut ausgeglichen wird, können befriedigendere Heilergebnisse bei der Patientenbehandlung erzielt werden.

Schräger Einfall des Laserstrahls

Bei einem realen System ist jedoch eher die in Figur 11 gezeigte Situation gegeben. Der Kopf des in Figur 3 dargestellten, den Laserstrahl 34 auf das Auge 10 umlenkenden galvanometrischen Abtasters (Scanners) 32 sitzt gegenüber der hier schematisch als Halbkreis gezeichneten Hornhaut 66 versetzt. Ein senkrecht von dem Scannerkopf ausgehender Laserstrahl würde in einem Versetzungsabstand r_v von der z-Achse auf der Hornhaut auftreffen. Außerdem ist zu sehen, daß sich der Winkel zwischen dem auf die Hornhaut 66 gesandten Laserstrahl 68 und der Flächennormalen 70 von α_1 auf den Winkel $\alpha_1 + \alpha_2$ erhöht. Damit kommt es auf der in Figur 11 rechten Seite zu einer stärkeren Abschwächung der Ablationstiefe.

Zur Berechnung dieser Ablationstiefe muß man nur das Koordinatensystem so drehen, daß die z-Achse wieder parallel zum Laserstrahl verläuft. Dann können die oben angegebenen Formeln wieder angewendet werden.

Die Abhängigkeit des Korrekturfaktors kor(r) von dem Versetzungsabstand r_v ist für die in Fig. 11 gezeigte Anordnung der Hornhaut numerisch simuliert in Figur 12 dargestellt. Mit steigendem Versetzungsabstand r_v nimmt der Korrekturfaktor kor(r) einem immer asymmetrischeren Verlauf an.

Ein perfektes System berücksichtigt somit nicht nur die Vergrößerung der effektiven Fläche des Laserstrahlspots und die Reflektion an der Hornhautoberfläche, sondern auch den Einfluß der Versetzung. Dies läßt sich darin zusammenfassen, daß der Einfluß des Winkels zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche berücksichtigt wird.

Nicht immer ist dieser Winkel jedoch genau bekannt. Die Erfindung kann daher noch verfeinert werden.

Erstens ist die Näherung, daß die Hornhaut sphärisch ist, im allgemeinen nicht zutreffend. Sie ist im allgemeinen asphärisch und hat auch oft einen Astigmatismus. Die Hornhaut hat somit an verschiedenen Stellen unterschiedliche Krümmungsradien. Man kann diese Krümmungsradien mit sogenannten Topographie-Systemen vermessen. Mit dieser Information über den lokalen Krümmungsradius kann nun einerseits der Winkel zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche berechnet werden, wobei man Formel (8) verwendet. Damit kann man den Anteil der auf die Hornhautoberfläche auftretenden Laserstrahlenergie, der wegreflektiert wird, aus den Formeln (6) und (7) ableiten. Zur Berechnung des Einflusses des Winkels zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche auf die Energiedichte des auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlspots können weiterhin die Formeln (2) und (3) verwendet werden, wobei R nun der lokale Krümmungsradius der Hornhaut ist.

Zur weiteren Verfeinerung sollte berücksichtigt werden, daß sich der Winkel zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche auch während des Ablatierens ändert. Wäre beispielsweise nach bisheriger Berechnung eine Folge von 50 Laserstrahlspotpulsen notwen-

dig, um an einer bestimmten Stelle der Hornhaut gemäß dem Ablationsprofil zu ablatieren, so kann es sein, daß sich der Winkel zwischen Laserstrahl und der Hornhautoberfläche nach jedem Puls und somit jeder Teilabtragung weiter derart ändert, daß beispielsweise ein geringerer Anteil des Laserstrahls wegreflektiert wird, so daß anstelle von 50 Pulsen nur 49 oder 48 Pulsen notwendig sind, oder es kann umgekehrt sein, daß während des Ablatierens die Bedingungen ungünstiger werden, so daß anstelle der ursprünglich berechneten 50 Pulse mehr Pulse notwendig sind. Da nach den bisher angegebenen Formeln bekannt ist, um wieviel ein Laserstrahlpuls die Hornhaut ablatiert, kann dieser Effekt bei einer verfeinerten Rechnung bereits im vorhinein berücksichtigt werden. Für diese Berechnung kann die Hornhautoberfläche im Computer simuliert werden, oder es können die sich ändernden lokalen Krümmungsradien der Hornhaut näherungsweise berechnet werden. Dann würde die Berechnung genauso durchgeführt werden wie im im letzten Absatz diskutierten Falle, daß man lokal verschiedene Krümmungsradien einbezieht.

Wie oben bei der Beschreibung von Fig. 3 bereits erwähnt, werden die Bewegungen des Auges bei der Ablation verfolgt. Aufgrund dieser Bewegungen muß natürlich nicht nur das abzuarbeitende Ablationsprofil nachgeführt werden und der Scanner 32 entsprechend gesteuert werden, sondern es ändert sich dabei auch der Winkel zwischen dem Laserstrahl und Hornhautoberfläche. Bevorzugt wird auch diese Änderung berücksichtigt. Es kann der Winkel in Bezug auf die Achse A berechnet werden, und daraus kann der Winkel zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche abgeleitet werden.

Die vorliegende Erfindung wurde unter Bezug auf ein System mit Fleck-Abtasten beschrieben, sie ist aber auch bei der Vollabtragung anwendbar wie auch bei der Abtragung mit Scanning-Slit (Schlitzabtragung).

Für die verwendeten Formeln können numerisch übliche Näherungen benutzt werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erzeugen eines Steuerprogramms, gemäß dem ein Laserstrahlspot orts- und zeitgesteuert über eine zu korrigierende Hornhaut geführt wird, um dort ein vorgegebenes Ablationsprofil zu ablatieren,
dadurch gekennzeichnet, daß bei der Erzeugung des Steuerprogramms der Einfluß des Winkels zwischen Laserstrahl (68) und Hornhautoberfläche auf die Energiedichte des auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlspots berücksichtigt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß bei der Erzeugung des Steuerprogramms der Einfluß des Abstands r des Auftreffpunkts (58) des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut (54) von einer parallel zur Laserstrahlrichtung verlaufenden Achse, die die Hornhautoberfläche senkrecht durchstößt (z-Achse), berücksichtigt wird und berücksichtigt wird, daß sich die Energiedichte F des ausgesandten Laserstrahlspots mit dem Radius r_s bei einer als halbsphärisch mit dem Radius R angenommenen Hornhaut beim Auftreffen auf deren gekrümmte Oberfläche (54) auf F/k1(r) verringert, wobei

$$k1(r) = \frac{A_{eff}(r)}{A_0} = \frac{A_{eff}(r)}{\pi \cdot r_s^2}$$

und

$$A_{eff}(r) = \int_{-r}^{r} \int_{\sqrt{r^2-x^2}+r}^{\sqrt{r^2-x^2}+r} \sqrt{1 + \left(\frac{d}{dx} f(x,y)\right)^2 + \left(\frac{d}{dy} f(x,y)\right)^2}\, dx\, dy$$

mit

$$z = f(x,y) = f(r) = \sqrt{R^2 - x^2 - y^2} = \sqrt{R^2 - r^2},$$

$r = (x^2 + y^2)^{0,5}$,

wobei x, y, z die Koordinaten des Auftreffpunkts (58) des Laserstrahlspotmittelpunkts in einem kartesischen Koordinatensystem sind, bei dem der Ursprung im Kugelmittelpunkt der als halbsphärisch angenommenen Hornhaut liegt.

3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß für die durch einen bestimmten Laserstrahlspotpuls bewirkte Ablationstiefe die Formel angesetzt wird, daß sie sich gegenüber der Ablationstiefe d im Fall des senkrechten Auftreffens des Laserstrahlspots beim Auftreffen des Laserstrahlspots auf die gekrümmte Oberfläche (54) auf d • kor1(r) reduziert, wobei

$$kor1(r) = \frac{ln\left(\frac{F}{k1(r)F_{th}}\right)}{ln\left(\frac{F}{F_{th}}\right)}$$

und F_{th} der Energiedichtenschwellwert ist, ab dem eine Ablation einsetzt, und daß bei der Erzeugung des Steuerprogramms diese Formel benutzt wird, um die Steuerung des Laserstrahls entsprechend der gewünschten Ablationstiefe einzustellen.

4. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß bei der Erzeugung des Steuerprogramms auch berücksichtigt wird, daß ein Anteil der auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlenergie wegreflektiert wird.

5. Verfahren nach auf Anspruch 2 rückbezogenem Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß bei der Erzeugung des Steuerprogramms berücksichtigt wird, daß sich bei der als sphärisch angenommenen Hornhaut der nicht reflektierte Anteil der Energiedichte F/k1(r) des auf der gekrümmten Oberfläche auftreffenden Laserstrahlspots zu (1 - k2(r)) • F/k1(r) ergibt, wobei

$$k2(r) = \frac{q_{\perp}^{2}(r) + q_{\parallel}^{2}(r)}{2},$$

mit

$$q_{\perp}(\alpha_1) = \frac{\sqrt{n^2 - \sin^2(\alpha_1)} - \cos(\alpha_1)}{1 - n^2}$$

$$q_{\parallel}(\alpha_1) = \frac{n^2 \cos(\alpha_1) - \sqrt{n^2 - \sin^2(\alpha_1)}}{n^2 \cos(\alpha_1) + \sqrt{n^2 - \sin^2(\alpha_1)}}$$

wobei $\pi/2 - \alpha_1$ der Winkel zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche ist, wobei

$$\alpha_1(r) = a\tan\left(\frac{r}{\sqrt{R^2 - r^2}}\right) \text{ mit } 0 \le r^2 < R^2$$

und n der empirisch ermittelte Brechungsindex der Hornhaut bei der Wellenlänge des verwendeten Laserstrahls ist.

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß für die durch einen bestimmten Laserstrahlspotpuls bewirkte Ablationstiefe die Formel angesetzt wird, daß sie sich gegenüber der Ablationstiefe d im Fall des senkrechten Auftreffens des Laserstrahlspots beim Auftreffen des Laserstrahlspots auf die gekrümmte Oberfläche (54) auf $d \cdot kor(r)$ reduziert, wobei

$$kor(r) = \frac{\ln\left(\frac{(1 - k2(r)) \cdot F}{k1(r) \cdot F_{th}}\right)}{\ln\left(\frac{F}{F_{th}}\right)}.$$

und F_{th} der Energiedichtenschwellenwert ist, ab dem eine Ablation einsetzt, und daß bei der Erzeugung des Steuerprogramms diese Formel benutzt wird, um die Steuerung des Laserstrahls entsprechend der gewünschten Ablationstiefe einzustellen.

7. Verfahren zum Erzeugen eines Steuerprogramms, gemäß dem ein Laserstrahlspot orts- und zeitgesteuert über eine photorefraktiv zu korrigierende Hornhaut geführt wird, um dort ein vorgegebenes Ablationsprofil zu ablatieren,
dadurch gekennzeichnet, daß bei der Erzeugung des Steuerprogramms der Einfluß des Winkels zwischen Laserstrahl und Horn-

hautoberfläche auf den Anteil der auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlenergie, der wegreflektiert wird, berücksichtigt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß bei der Erzeugung des Steuerprogramms der Einfluß des Abstands r des Auftreffpunkts (58) des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut von einer parallel zur Laserstrahlrichtung verlaufenden Achse, die die Hornhautoberfläche senkrecht durchstößt (z-Achse) berücksichtigt wird, und daß berücksichtigt wird, daß sich bei der als halbsphärisch mit dem Radius R angenommenen Hornhaut der nicht reflektierte Anteil der Energiedichte F des auf der gekrümmten Oberfläche auftreffenden Laserstrahlspots zu (1 - k2(r)) · F ergibt, wobei

$$k2(r) = \frac{q_t^2(r) + q_n^2(r)}{2},$$

mit

$$q_t(\alpha_1) = \frac{\sqrt{n^2 - \sin^2(\alpha_1)} - \cos(\alpha_1)}{1 - n^2}$$

$$q_n(\alpha_1) = \frac{n^2 \cos(\alpha_1) - \sqrt{n^2 - \sin^2(\alpha_1)}}{n^2 \cos(\alpha_1) + \sqrt{n^2 - \sin^2(\alpha_1)}}$$

wobei $\pi/2 - \alpha_1$ der Winkel zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche ist, wobei

$$\alpha_1(r) = \operatorname{atan}\left(\frac{r}{\sqrt{R^2 - r^2}}\right) \text{ mit } 0 \le r^2 < R^2$$

und n der empirisch ermittelte Brechungsindex der Hornhaut bei der Wellenlänge des verwendeten Lasers ist.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß für die durch einen bestimmten Laserstrahlspotpuls bewirkte Ablationstiefe die Formel angesetzt wird, daß sie sich gegenüber der

Ablationstiefe d im Fall des senkrechten Auftreffens des Laserstrahlspots beim Auftreffen des Laserstrahlspots auf die gekrümmte Oberfläche auf d • kor2(r) reduziert, wobei

$$kor2(r) = \frac{ln\left(\frac{(1-k2(r))\cdot F}{F_{th}}\right)}{ln\left(\frac{F}{F_{th}}\right)}$$

und F_{th} der Energiedichtenschwellenwert ist, ab dem eine Ablation einsetzt, und daß bei der Erzeugung des Steuerprogramms diese Formel benutzt wird, um die Steuerung des Laserstrahls entsprechend der gewünschten Ablationstiefe einzustellen.

10. Verfahren zum Erzeugen eines Laserstrahlprofils, das großflächig oder schlitzförmig auf eine zu korrigierende Hornhaut eingestrahlt wird, um dort ein vorgegebenes Ablationsprofil zu ablatieren,
dadurch gekennzeichnet, daß beim Erzeugen des Laserstrahlprofils der Einfluß des Winkels zwischen Teilstrahlen des Laserstrahlprofils und der Hornhautoberfläche auf die Energiedichte des auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Teilstrahls und/oder auf den Anteil der auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlenergie, der wegreflektiert wird, berücksichtigt wird.

11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß vor dem Erzeugen des Programms für die Stellen, auf denen der Laserstrahl auftreffen soll, der lokale Krümmungsradius der Hornhaut ermittelt wird und daraus der Winkel zwischen der Laserstrahl und Hornhautoberfläche und/oder der Einfluß dieses Winkels auf die Energiedichte des auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlspost oder Teillaserstrahls und/oder der Einfluß dieses Winkels auf den Anteil der auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlenergie, der wegreflektiert wird, abgeleitet wird.

12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß bei der Steuerung, und vorzugsweise bei der Zeitsteuerung, berücksichtigt wird, daß sich der Winkel zwischen dem Laserstrahl und Hornhautoberfläche während der Ablation ändert.

13. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Programm so gestaltet wird, daß es während der Ablation Informationen über die Stellung des Auges mit der zu korrigierenden Hornhaut aufnehmen kann und bei einer Änderung dieser Stellung die Änderung des Winkels zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche und/oder die Änderung des Einflusses dieses Winkels auf die Energiedichte der auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlspots oder Teillaserstrahls und/oder des Einflusses dieses Winkels auf den Anteil der auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlenergie, der wegreflektiert wird, berücksichtigt.

14. Elektronischer Rechner (48) zum Ausgeben von Steuersignalen für die Steuerung eines Laserstrahls, dadurch gekennzeichnet, daß der Rechner (48) mit einem Steuerprogramm programmiert ist und dieses ausführt, das nach dem Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13 erzeugt wurde.

15. Vorrichtung für die photorefraktive Hornhautchirurgie des Auges zur Korrektur von Sehfehlern mit:

- einer Einrichtung (12, 14, 16, 22, 24, 28) zum Vermessen des gesamten optischen Systems des zu korrigierenden Auges,
- Mitteln (48) zum Ableiten eines Ablationsprofils aus den gemessenen Werten,
- einer Laserstrahlungsquelle (30) und Mitteln (32, 38, 40, 48) zum Steuern der Strahlung entsprechend dem Ablationsprofil,

dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zum Steuern einen elektronischen Rechner (48) umfassen, der ein Steuerprogramm ausführt, das nach dem Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13 erzeugt wurde.

16. Vorrichtung nach Anspruch 15,
bei dem der elektronische Rechner (48) ein Steuerprogramm ausführt, das nach Anspruch 11 erzeugt wurde, wobei der lokale Krümmungradius von der Einrichtung zum Vermessen des gesamten optischen Systems des zu korrigierenden Auges ermittelt wurde.

17. Vorrichtung nach Anspruch 15 oder 16,
bei dem der elektronische Rechner (48) ein Steuerprogramm ausführt, das nach Anspruch 13 erzeugt wurde, wobei die Vorrichtung eine Einrichtung (28, 42, 44) zum Ermitteln der Stellung des Auges hat, die dem Rechner (48) Informationen über die Stellung des Auges zuführt.

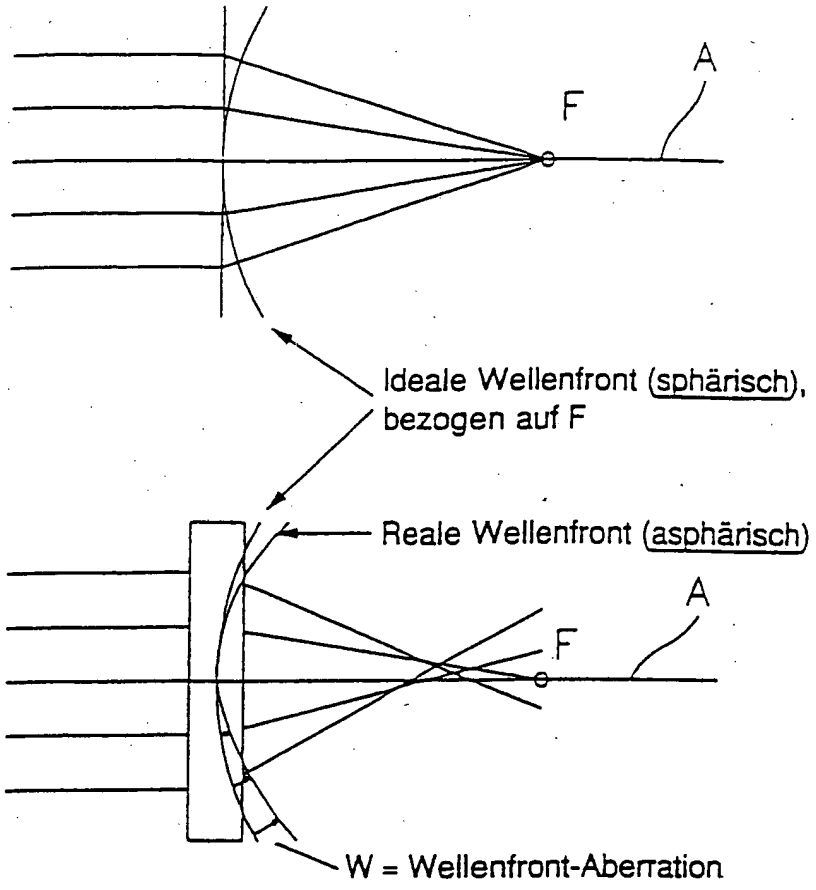

A
F
Ideale Wellenfront (sphärisch), bezogen auf F
Reale Wellenfront (asphärisch)
A
F
W = Wellenfront-Aberration

Fig. 1

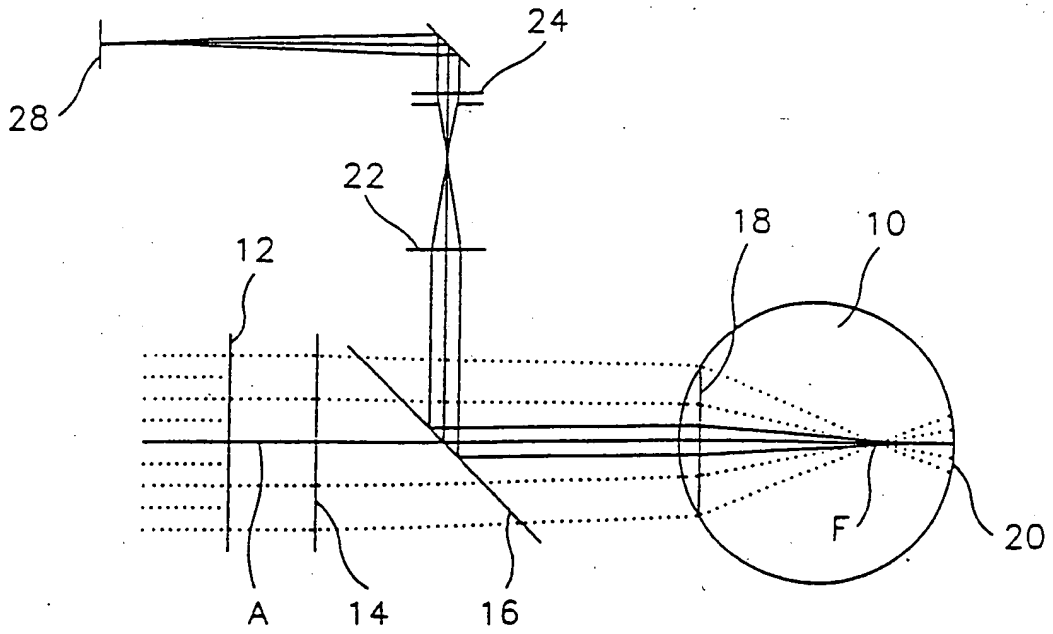


Fig. 2

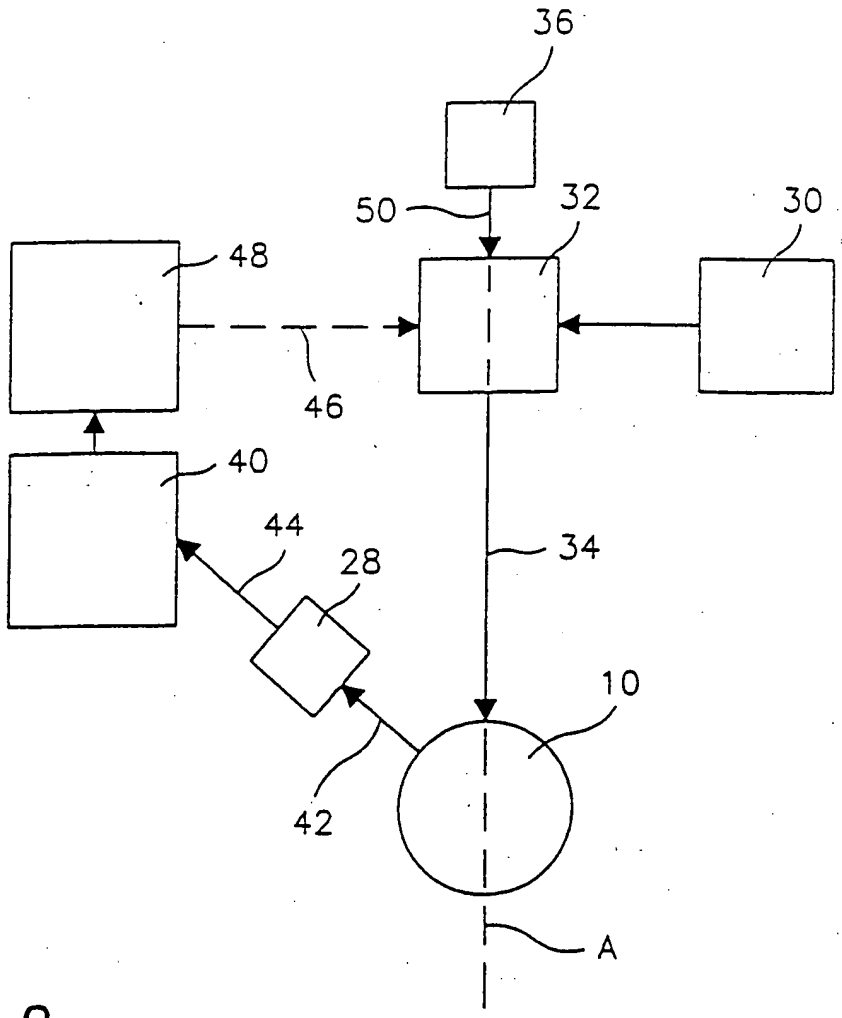


Fig. 3

Fig. 4

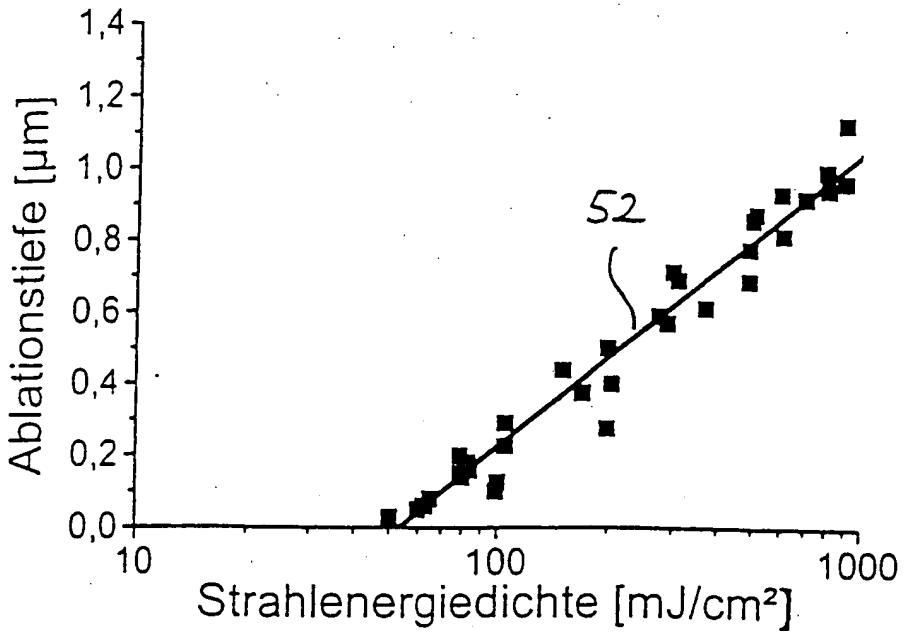

1,4
1,2
1,0
0,8
0,6
0,4
0,2
0,0
Ablationstiefe [µm]
10
100
1000
Strahlenergiedichte [mJ/cm²]
52

Fig. 5

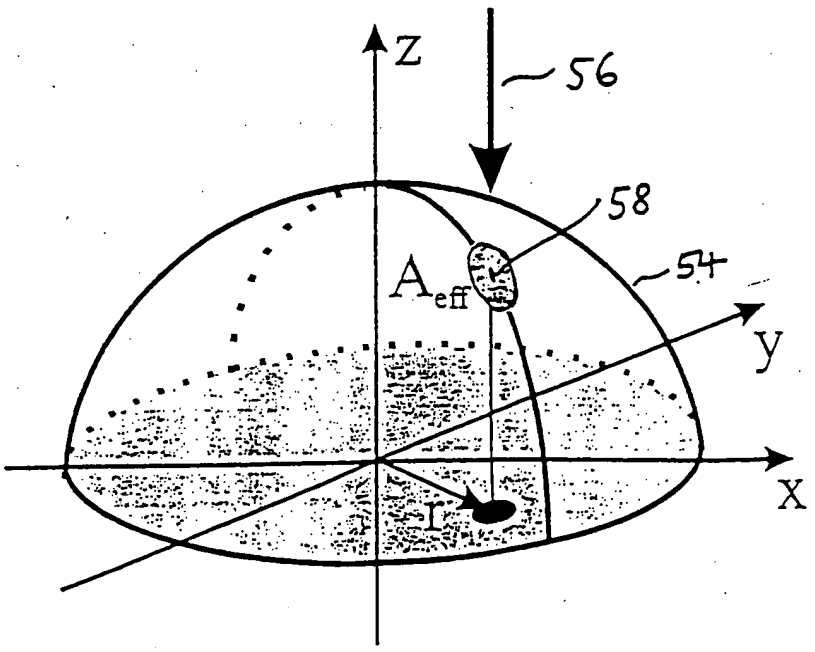

z
56
58
54
A_{eff}
y
x
r

Fig. 6

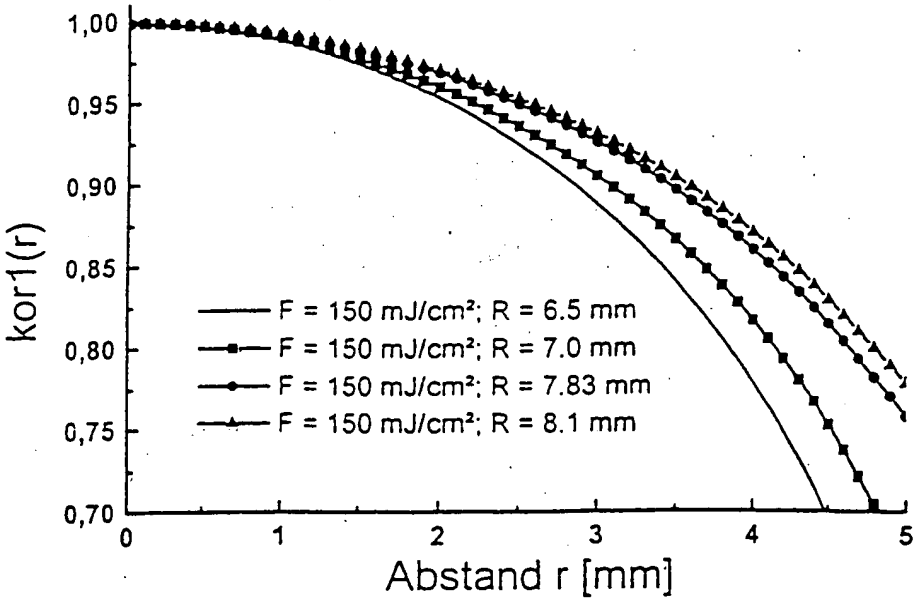

1,00
0,95
0,90
0,85
0,80
0,75
0,70
kor1(r)
0
1
2
3
4
5
Abstand r [mm]
F = 150 mJ/cm²; R = 6.5 mm
F = 150 mJ/cm²; R = 7.0 mm
F = 150 mJ/cm²; R = 7.83 mm
F = 150 mJ/cm²; R = 8.1 mm

Fig. 7

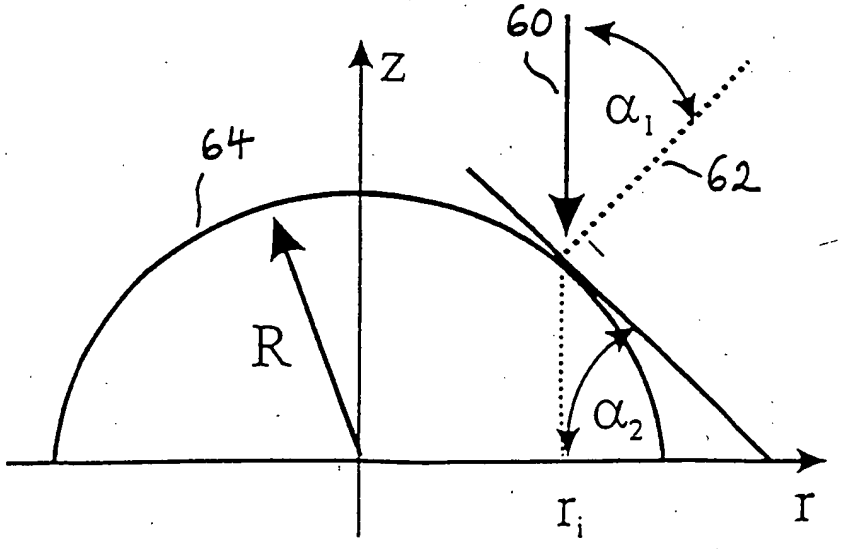

60
z
64
α1
62
R
α2
ri
r

Fig. 8

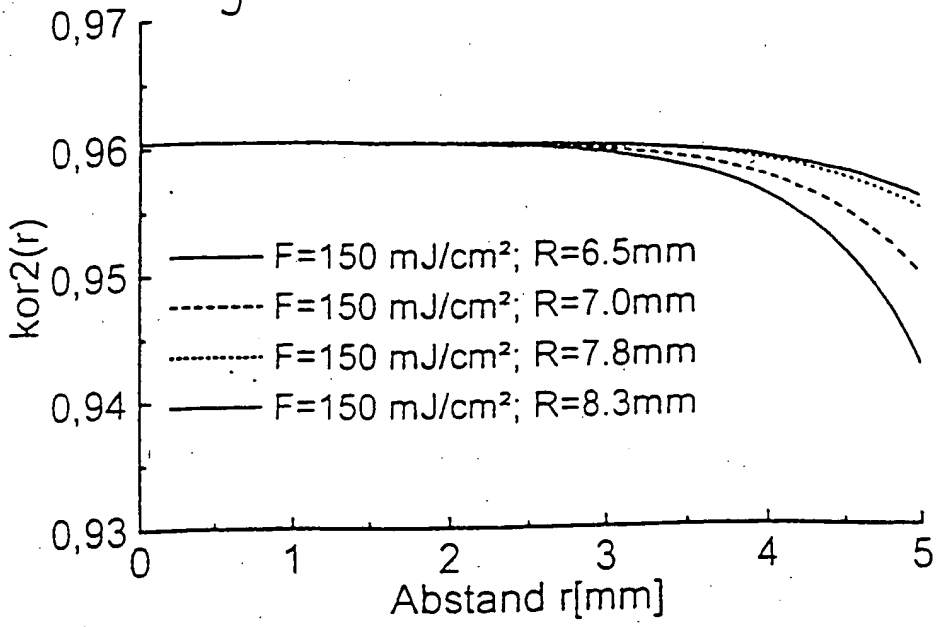

0,97
0,96
0,95
0,94
0,93
kor2(r)
F=150 mJ/cm²; R=6.5mm
F=150 mJ/cm²; R=7.0mm
F=150 mJ/cm²; R=7.8mm
F=150 mJ/cm²; R=8.3mm
0
1
2
3
4
5
Abstand r[mm]

Fig. 9

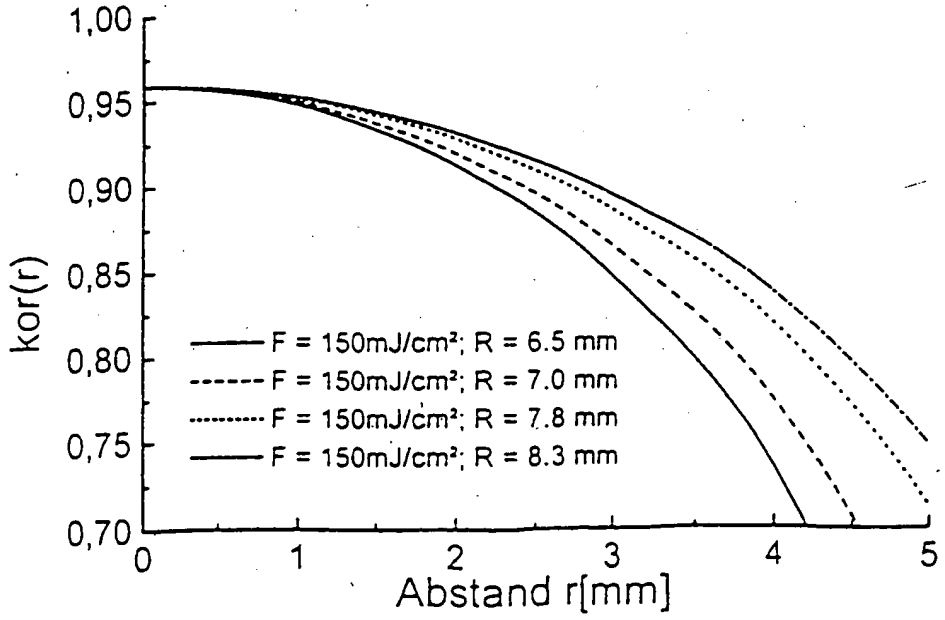

1,00
0,95
0,90
0,85
0,80
0,75
0,70
kor(r)
F = 150mJ/cm²; R = 6.5 mm
F = 150mJ/cm²; R = 7.0 mm
F = 150mJ/cm²; R = 7.8 mm
F = 150mJ/cm²; R = 8.3 mm
0
1
2
3
4
5
Abstand r[mm]

Fig. 10

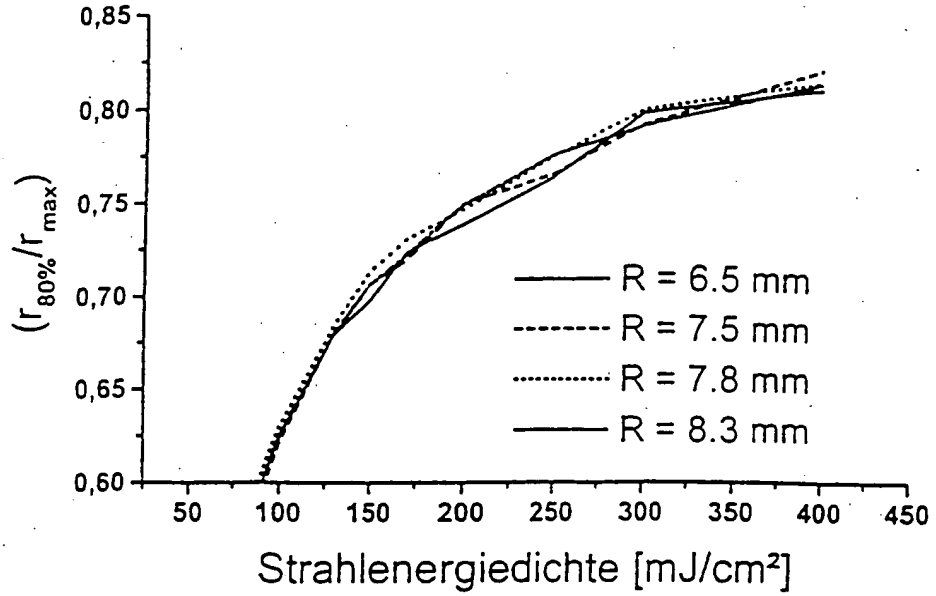

0,85
0,80
0,75
0,70
0,65
0,60
$(r_{80\%}/r_{max})$
50
100
150
200
250
300
350
400
450
R = 6.5 mm
R = 7.5 mm
R = 7.8 mm
R = 8.3 mm
Strahlenergiedichte [mJ/cm²]

Fig. 11

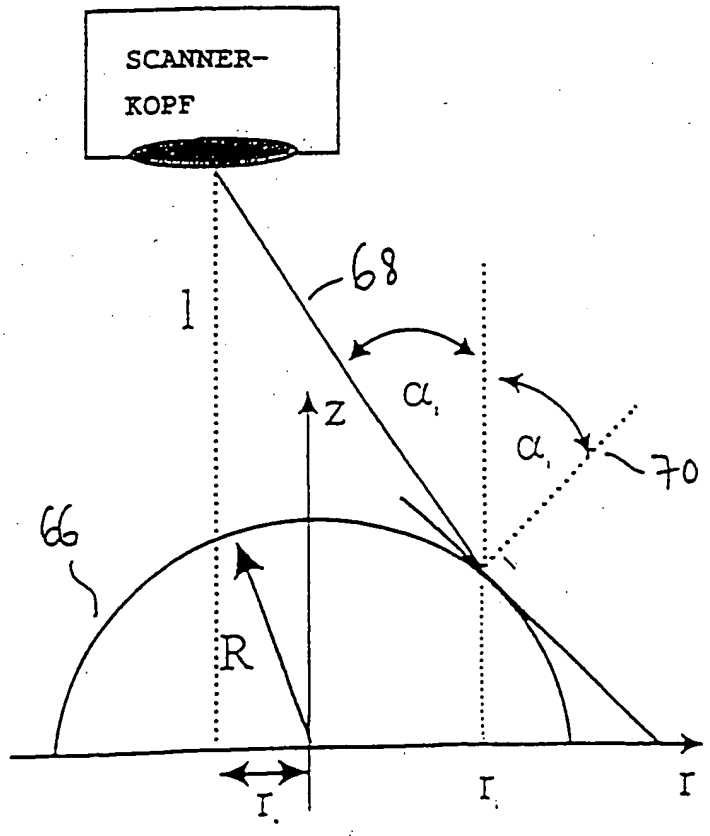
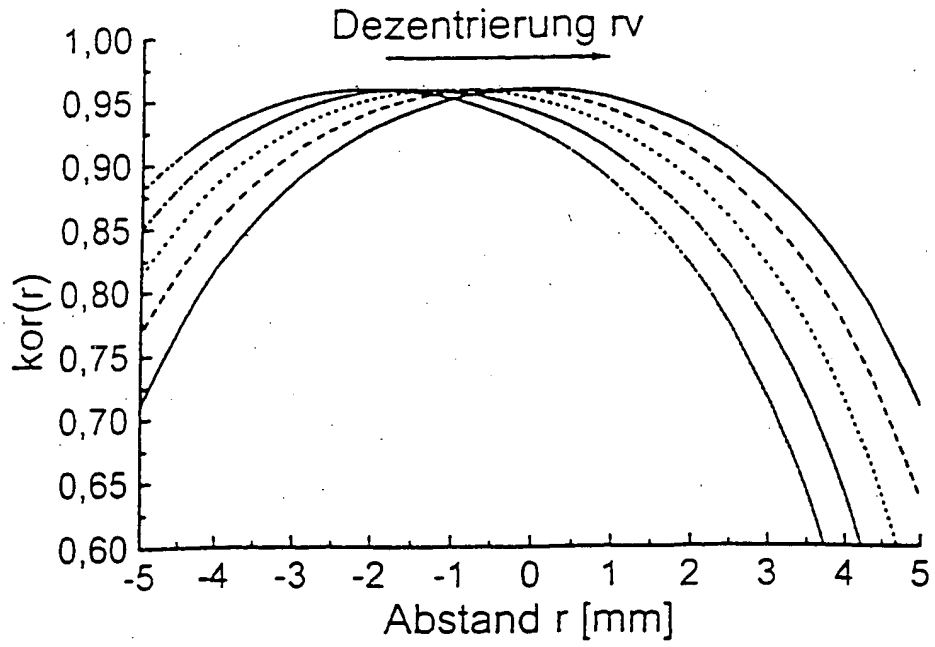

SCANNER-
KOPF
68
l
z
α_1
α_1
70
66
R
r
r
r

Fig. 12


Dezentrierung rv
1,00
0,95
0,90
0,85
0,80
0,75
0,70
0,65
0,60
kor(r)
-5
-4
-3
-2
-1
0
1
2
3
4
5
Abstand r [mm]

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau

(43) International Publication Date
19 July 2001 (19.07.2001)

PCT

(10) International Publication Number
WO 01/50945 A2

(51) International Patent Classification[7]: A61B

(21) International Application Number: PCT/US01/00812

(22) International Filing Date: 11 January 2001 (11.01.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:

60/175,634	12 January 2000 (12.01.2000)	US
60/196,290	12 April 2000 (12.04.2000)	US
Not furnished	11 January 2001 (11.01.2001)	US

(71) Applicant: LASERSIGHT TECHNOLOGIES, INC. [US/US]; 3300 University Blvd., Suite 140, Winter Park, FL 32792 (US).

(72) Inventors: KLIEWER, Michael, L.; 1318 Olympia Park Cr., Ocoee, FL 34761 (US). SMITH, Michael, J.; 10143 Rivers Trail Drive, Orlando, FL 32817 (US).

(74) Agent: BOLLMAN, William, H.; Farkas & Manelli PLLC, 7th Floor, 2000 M Street, NW, Washington, DC 20036-3307 (US).

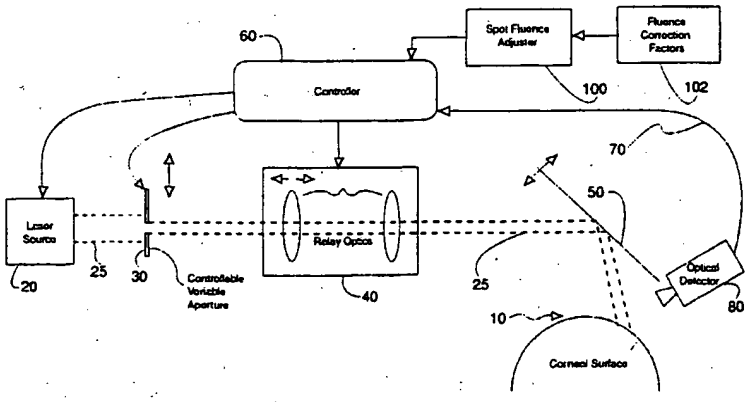
(81) Designated States *(national)*: AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(84) Designated States *(regional)*: ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Published:
— *without international search report and to be republished upon receipt of that report*

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: LASER FLUENCE COMPENSATION OF A CURVED SURFACE



(57) Abstract: A laser system and techniques which compensate for laser fluence drop off or losses of irradiation as an ablating laser beam is traversed on a curved surface (e.g., on corneal tissue). The disclosed ablating laser system and techniques compensated for fluence differentials from pulse-to-pulse by adjusting an appropriate parameter of a laser beam. In the preferred embodiment, the number of pulses imparted in the periphery, the size or shape of the ablating laser beam is adjusted with, e.g., a variable aperture placed in the beam delivery path, by changing a magnification of relay optics in the beam delivery path, or by increasing a number of ablation spots in peripheral portions of an ablation zone as compared with the number of ablation spots in a central portion of the ablation zone. The fluence is compensated for using empirically measured or theoretical fluence correction factors given the angle of the laser beam, size and shape of the ablation spot, etc. In addition to magnification adjustment, the present invention also employs the technique of changing the size of the aperture that is imaged on the eye to provide uniform energy density (i.e., fluence) throughout the entire area of the irradiation site. These techniques are used independently or in conjunction to reshape the curvature of the eye to correct myopia, hyperopia, astigmatism or combinations thereof.

WO 01/50945 A2

DOCID: <WO 0150945A2 I >

LASER FLUENCE COMPENSATION OF A CURVED SURFACE

The present application claims priority from U.S. Provisional Application No. 60/175,634, filed January 12, 2000, entitled "Laser Fluence Compensation" to Michael L. Kliewer; and from U.S. Provisional Application No. 60/196,290, filed April 12, 2000, entitled "Laser Fluence Compensation of a Curved Surface" to Michael L. Kliewer, the entirety of both of which are expressly incorporated herein by reference.

BACKGROUND OF THE INVENTION

1. Field of the Invention

The present invention relates to a laser surgery system. More particularly, it relates to a non-contact laser ablation method and apparatus providing laser fluence compensation of a curved surface, especially a corneal surface.

2. Background

The cornea and lens of an eye act in unison on light entering the eye to focus the incoming light onto the retina. When the refractive power of the cornea and lens are optimized for the length of the eye, a sharp image is focused on the retina. Myopia (nearsightedness) is the result of blurred images caused when the focal point of the image is located before the retina. Hyperopia (farsightedness) is the result of blurred images caused when the focal point of the image is behind the retina. Astigmatism is a unique refractive error that causes reduced visual acuity and produces symptoms such as glare, monocular diplopia, asthenopia and distortion and occurs when the focus from tangential light rays are at a different point than the focus of the sagital light rays.

ISDOCID: <WO 0150945A2 I >

Vision acuities result from refractive errors from the corneal of the eye and the lens within the globe of the eye. For example, nearsightedness, or myopia is a result of the shape of the corneal membrane being too steep.

One popular technique for correcting vision acuities is reshaping the cornea of the eye. The cornea is chosen for modification before other components of the eye because it is the strongest refracting component of the eye and is accessible without interoccular surgery. As an example, the cornea of a patient with hyperopia, or farsightedness is relatively flat resulting in a large spherical radius of the cornea. A flat cornea creates an optical system that does not correctly focus the viewed image onto the retina of the eye but in fact the focal point is beyond the surface of the retina. Hyperopia can be corrected by reshaping the eye to decrease the spherical radius of the cornea. In the case of correcting hyperopia, corneal tissue is typically not removed at the center of the cornea but is removed deeply at the periphery of the cornea.

As another example, to correct myopic effects of an eye, procedures are performed which effectively increase the radius of the cornea. In this case, the corneal surface is removed deeply at its center and slightly at its periphery.

In another example, such as the case of the correction of astigmatism (e.g., myopic astigmatism), the surface of the cornea is removed deeply at its center but only along a certain axis and slightly at its periphery. The resulting shape of the cornea is that of a cylindrical convex lens.

Changing ablation patterns on the cornea performs the various vision corrections. Use of an ablating laser beam for removing the surface of the cornea to correct ametropia of any sort requires precise administration of the laser beam. Optical systems are commonly used to

DOCID: <WO 0150945A2 I >

control or condition an ablating laser beam exiting from a laser source prior to impingement onto a corneal surface.

A common ablation laser system scans and pulsates an ablating laser beam across a corneal surface. Typically, the laser source is fixed in location with respect to the patient's eye, as is the patient. To remove corneal tissue throughout a given ablation pattern, the ablating laser beam is typically directed across the corneal surface with the use of scanning mirrors.

However, as is appreciated by the present invention, ablation of a curved surface introduces several dynamics that are typically unaccounted for in conventional laser ablation systems.

For instance, as shown in Fig. 4A, when the ablating laser beam is ablating a spot on the cornea directly below, a 'direct' hit on the cornea causes a maximum amount of energy absorption and transfer between the laser beam and the corneal tissue being treated. This is because a normal or perpendicular angle θ is formed between the laser beam and the surgical plane. However, as the angle of the laser beam with respect to the surgical plane changes from 90° as shown in Fig. 4B, less energy from the laser beam transfers to the corneal tissue, resulting in changing depths of ablation across the ablated curved surface.

Generally speaking, the eye is a spherical surface as depicted in Figs. 4A and 4B, and the angle of incidence of the scanning laser beam on the eye varies as the with respect to distance from the apex of the eye. Figs. 4A and 4B illustrate that the farther the apex of the laser beam is from the center of the targeted curved surface **10**, the greater the angle of incidence $2\theta'$ of the laser beam due to the curved surface **10**. This is especially true for small beam, scanning laser ablation systems, although it is also true for broad beam systems. The broad beam systems must compensate for the loss of power transferred to the cornea at the periphery.

SDOCID: <WO__0150945A2_I_>

Fig. 4B is illustrative of the reflection of additional laser energy off the curved irradiation site due to the enlarged spot size being projected onto the cornea.

As appreciated by the present inventor, as an ablating laser beam spot traverses a corneal surface, it tends to become elliptical on the curved surface, and assumes a larger area. Fluence is defined as energy over area, or energy density. Thus, as the laser beam angles steeper and steeper (i.e., further from a normal to the surgical plane) at the edges of a larger and larger ablation pattern, the fluence decreases. This is appreciated to result in ablation depths toward the edges of the ablation pattern which are less than the expected depth, and less than the ablation depth at a central portion of the ablation pattern at a point directly below a normal angled laser beam.

The increased depth per pulse in the central portion of the ablation pattern as opposed to the peripheral portions of the ablation pattern often cause the resulting shape to be non spherical and will change the prolate nature of the cornea. The non-uniform removal of tissue (e.g., corneal tissue) can produce an irregular corneal outer surface and may even prevent proper healing.

There is a need for an ablation apparatus and method, which provides greater control and uniformity of the depth of ablation across an ablation pattern on a curved surface such as a corneal surface.

SUMMARY OF THE INVENTION

In accordance with the principles of the present invention, an ablation laser system having variable fluence comprises a laser source, and relay optics for delivering a laser beam from the laser source to a target surface. The number of pulses is increased in the periphery to compensate for the reduced ablation due to reduced fluence in this region.

DOCID: <WO__0150945A2_I_>

In accordance with another aspect of the present invention, an ablation laser system having variable fluence comprises a laser source, and relay optics for delivering a laser beam from the laser source to a target surface. An ablation spot fluence adjuster adjusts a fluence of an ablation pulse on the target surface.

In accordance with another aspect of the present invention, a system for imparting ablating laser radiation onto a target curved surface comprises a laser source having an output laser beam, and a variable aperture device. A controller is operatively connected to the aperture to adjust the diameter of the laser beam. Relay optics produce an image of the laser beam, and turning optics scan the image of the laser beam across the target surface.

A method for providing laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout in accordance with yet another aspect of the present invention comprises providing an ablating laser beam. A cross-sectional shape of the ablating laser beam is set to a first size, with respect to a particular ablation spot of a particular ablation pattern on a particular layer of tissue to provide a given fluence level for that particular ablation spot. The ablating laser beam is scanned to another ablation spot of the particular ablation pattern on the particular layer of tissue, and the cross-sectional shape of the ablating laser beam is re-adjusted to a second size different from the first size, with respect to another ablation spot, to maintain the given fluence level for the ablation spot.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Features and advantages of the present invention will become apparent to those skilled in the art from the following description with reference to the drawings, in which:

SDOCID: <WO__0150945A2_I_>

Fig. 1 illustrates a laser surgical system including an ablation spot fluence adjuster and fluence correction factors, in accordance with the principles of the present invention.

Fig. 2 is a graph representing exemplary correction factors used by a spot fluence adjuster for index and fluence as the angle versus treatment radius changes, in accordance with the principles of the present invention.

Fig. 3 is a flowchart illustrating an exemplary process of compensating for laser fluence as a laser beam scans across an ablation pattern, in accordance with the principles of the present invention.

Figs. 4A and 4B show a laser beam of a scanning laser ablation system as it places an ablation pulse in a central region of a target surface (Fig. 4A) and as it places an ablation pulse in a peripheral region of a target surface (Fig. 4B).

DETAILED DESCRIPTION OF ILLUSTRATIVE EMBODIMENTS

The present invention recognizes the fluence differential of an ablating laser spot across a curved surface, and provides apparatus and methods to compensate for the decrease in fluence on the periphery of a curved ablated tissue surface, e.g., a cornea.

In accordance with the principles of the present invention, the fluence administered to an ablated surface is controlled and/or varied in relation to an angle between the impinging laser beam and the angle of the target surface at the relevant ablation spot.

In one embodiment, the size of the ablation spot image projected onto a surgical plane is controlled to maintain a particular fluence as the ablation spot scans across a target surface. The size of the ablation spot image may be varied, e.g., by adjusting relay optics that image the aperture on the eye (i.e., by changing the magnification power

XCID: <WO__0150945A2_I_>

of the optics), or by simply changing the size of an aperture in the laser beam delivery path.

In any event, in accordance with the principles of the present invention, the fluence of the ablating laser beam on the eye is increased or decreased depending upon the angle of the laser beam and on the angle of the surface being treated at the point of the ablation spot being contemplated. Given those angles, the actual size of the spot, and thus the actual fluence at a particular ablation point can be more accurately determined, and adjusted to meet a predetermined fluence profile. As a result, the fluence of ablation spots (particularly toward the periphery of an ablation pattern) are actively controlled to be consistent with expected results (e.g., to maintain a consistent fluence for all ablation spots across an ablation pattern, resulting in consistency, uniformity, and predictability throughout any given ablation pattern.

The compensation can also be calculated beforehand in a planning exercise. The new ablation pattern with compensation can then be imparted onto the cornea.

There are four exemplary approaches employed by the present invention to achieve the desired pulse-by-pulse fluence control. In a first approach, the fluence of the beam image may be adjusted by adjusting the power of the laser beam. In a second approach, the size of the beam image impinged on the cornea may be adjusted to adjust the fluence. In a third approach, both laser power and beam size may be adjusted to achieve an appropriate beam image necessary for affecting the desired refractive correction. In the fourth method, the number of pulses incident upon the cornea are increased at the periphery in order to compensate for the decrease in fluence and ultimately the decrease in ablation depth.

ISDOCID: <WO__0150945A2_I_>

Fig. 1 illustrates a laser surgical system including an ablation spot fluence adjuster and fluence correction factors, in accordance with the principles of the present invention.

Fig. 1 depicts a block diagram of the ophthalmic laser system of a preferred embodiment. The laser source **20** is a basic laser, e.g., a basic, fundamentally ultraviolet laser such as an excimer laser. The laser source **20** produces a laser beam **25** which travels through an aperture **30** to relay optics **40** to produce an image of the beam **25'**. A laser beam image **25'** is coupled to a corneal surface **10** by the turning (scanning) optics **50**. The turning optics are reflective or semi reflective optical elements which change the axis of the laser beam image **25'** in two dimensions from that of the source to the axis of the corneal surface. The turning optics are reflective optics which may include mirrors, transmission optics with a highly reflective coating, or reflective coatings on reflective optics. Suitable scanners include galvanometers, mirror arrays, octagonal mirrors, etc.

A suitable controller **60** (e.g., a microprocessor, a microcontroller, or a digital signal processor (DSP)) controls the relay optics **40** and the aperture **30** with information provided by an optical detector **80**. Data provided by an initial step of topography or wavefront may be used to provide the actual curvature and form the basis of a corrective procedure to be performed by the ophthalmic laser system. Of course, the invention also relates to non-custom ablation systems and techniques relying on more conventional refractive measurements of a patient's cornea, and presuming a given shape of the cornea.

The relay optics **40** are adjusted by control of the controller **60**. The variable size aperture **30** may be adjusted to provide the appropriate beam size and energy densities to cause a desired actual fluence on the corneal membrane.

DOCID: <WO__0150945A2_I_>

From a system standpoint, the invention can include a laser beam generating device or source **20** for producing a beam of radiation along a path, an aperture **30** for adjusting beam size (and thus fluence), and a beam imaging means comprising a relay lens system **40** for imaging a desired image of the laser beam onto the eye **10**, and a spot fluence adjuster with appropriate fluence correction factors relating to specific angles of the laser beam and/or target surface.

The target surface may be any tissue surface having a curved surface, e.g., skin, cornea, etc. However, the preferred embodiment of the present invention relates to the reshaping of the cornea of an eye.

As above, in a first method of the present invention, the fluence may be adjusted by adjusting the relay optics **40** for a greater or lesser energy density. The relay optics **40** control the size of the laser beam. Since an image of the laser beam has been created by the relay optics **40**, the fluence levels can be controlled and made constant throughout the image of the beam. When the laser beam is condensed, the energy deposited on the surface **10** increases. Alternatively, when the laser beam is expanded, the energy deposited on the surface decreases.

In a second technique, the energy density imparted on the corneal surface **10** is adjusted by fixing the size of the image of the laser beam accordingly. The size of the image of the laser beam is adjusted by adjusting the opening of the aperture **30** as indicated by the arrows in Fig. 3. By adjusting the size of the laser beam image as a function of the angle of incidence, a static energy density with the required beam profile can be achieved. The size of the image of the beam may be made larger or smaller by adjusting the aperture **30**. This adjustment of the aperture may be carried out manually or by the microprocessor.

Fig. 2 is a graph representing exemplary correction factors used by a spot fluence adjuster for index and fluence as the angle versus

ISDOCID: <WO___0150945A2_I_>

treatment radius changes, in accordance with the principles of the present invention.

In particular, as shown in Fig. 2, the periphery portion of the ablation pattern is represented by an increasing treatment radius. As can be seen in Fig. 2, the fluence is increased as the treatment radius increases (i.e., as the angle of the laser beam off-normal increases, and/or as the tangent of the ablated spot increases in angle). This is due to the increased reflectivity of the cornea at angles greater than 90 degrees.

The upper graph of Fig. 2 shows fluence variation with respect to the radius of corneal eye tissue, and the lower graph of Fig. 2 shows fluence variation with respect to a curved test surface such as PMMA.

Of course, instead of maintaining a consistent fluence throughout all ablation spots in a particular ablation pattern, the fluence may instead be controllably varied across the ablation pattern on a pulse-by-pulse basis, consistent with a predetermined treatment.

Fluence control and variation over a single ablation pattern on a single layer of tissue provides further and advanced ability to customize ablation treatments. For instance, irregularities on an individual's cornea can and usually are patient specific, and a goal of custom ablation surgery is to remove those unique irregularities that are detrimental to the vision of a particular patient. Topography, wavefront, or other tissue mapping techniques may be used to provide information relating to bumps, pits and other irregularities on the target surface, and fluence compensation at the relevant bumps or pits may be adjusted and actively controlled on an ablation pulse-by-ablation pulse basis to correct for such patient specific irregularities. Thus, in accordance with the principles of the present invention, custom ablation techniques can be

DOCID: <WO__0150945A2_I_>

augmented and/or implemented by actively controlling fluence across individual ablation patterns on individual tissue layers.

Apparatus and methods in accordance with the principles of the present invention are capable of correcting ametropia.

The laser source **20** may be any suitable ablation laser. For instance, an exemplary laser source **20** is a compact argon fluoride excimer laser (at 193 nm) with repetition rate of (1-1,000) Hz having an output energy range of 0.1 mJ/cm^2 to $1J/cm^2$ with a pulse width of 1-100ns. Although the exemplary laser source **20** is an excimer laser, the laser source **20** may be any suitable laser, e.g., liquid, gas or solid-state laser source.

The laser source **20** may also include compact, optically-pumped (either flash-lamp or laser-diode pumped) lasers of Nd:YAG, Nd:YLF or the self-frequency-doubling crystal of NYAB (neodymium yttrium aluminum) with pulse duration of 0.05-20 nanoseconds and repetition rate of 1-10,000 Hz. It is known that this type of basic laser source **20** is available using a standard Q-switch or mode-lock, where the UV wavelength at 209-213 nm may be achieved by the frequency conversion techniques using nonlinear crystals. The UV laser energy required for efficient ablation ranges from 0.01 mJ to 5 mJ. The basic laser also includes an Er:YAG laser (at 2.94 microns) with repetition rate of (1-200) Hz, energy per pulse of (50-500) mJ, pulse duration of (50-400) nanoseconds and frequency-converted IR lasers of diode laser, optically-pumped Alexandrite or Li:SAF lasers, where efficient nonlinear crystals may be used to convert the fundamental wavelength (770-880 nm) into its fourth-harmonic at the UV tunable wavelength of (193-220 nm) with energy of (0.01-5.0) mJ, repetition rate of (1-10,000) and pulse duration of (0.05-150) nanoseconds. Only two non-linear crystals are needed in this case and overall efficiency is higher than that of the fifth harmonic generation which requires three nonlinear crystals.

SDOCID: <WO__0150945A2_I_>

The basic laser source **20** may also include ultrashort pulsed lasers, such as a commercialized mode-locked Ti:sapphire laser or other solid-state lasers, with wavelength ranges of (750-1100 nm), repetition rates of (0.01-100 MHz), energy per pulse of (0.01-100) microjoules, and pulse durations of (0.05-10) picoseconds where focused beam spot size of (0.05-0.5) mm is required to achieve the ablation threshold. A focused spot size of (0.05-0.5) mm of the ultrashort pulsed lasers would be appropriate to achieve the tissue ablation and precise ablation profile proposed by the present invention. The above-described lasers may also be frequency-converted into UV ranges of (190-220) nm suitable for photoablation.

The basic laser source **20** may also include a mid-IR (2.5-3.2 microns) laser generated from optical parametric oscillation (OPO) using a near-IR laser (such as Nd:YAG or Nd:YLF, flash-lamp or diode-pumped) as the pumping sources and KTP or BBO as the frequency conversion crystals. The OPO laser has advantages over the Q-switched Er:YAG laser, including higher repetition rate (10-5,000 Hz) and shorter pulse width (1-40 n.s.). These advantages provide faster surgical procedure and reduced thermal damage on the ablated corneal tissue. Typical energy per pulse of the OPO laser is (0.1-10) mJ.

To further improve the controllability of the fluence of a scanning, ablating laser beam, an optical feedback mechanism may be implemented and used in conjunction with the fluence control apparatus (e.g., aperture control and/or relay optics control) to maintain a desired spot size as the spot angles. The optical detector could also monitor the fluorescence of the cornea since the fluorescence is directly related to the fluence imparted.

The optical feedback mechanism may include an optical detector **80** to provide a feedback path between the target surface and the controller **60**. The optical detector **80** provides real time images or

DOCID: <WO___0150945A2_I_>

fluorescence intensities allowing measurements of the imaged laser beam **25'** on the corneal surface **10**. This data is then gathered by the controller **60** for determination of spot area, and thus fluence (given a fixed laser beam power) for evaluation and control of the beam image **25'** impinged onto the corneal surface **10**. Of course, if the power level of the laser beam is varied on a spot-by-spot basis during the procedure, the fluence calculation may be determined appropriately.

Preferably, the optical detector **80** is a photodetector sensitized to the particular wavelength of the ablation spot (e.g., to view 193 nm laser light). Thus, the actual size of the ablation spot can be viewed by the optical detector **80**, and processed by the controller **60**. The spot fluence adjuster **100** may determine a desired fluence level based on the measured size of the spot or fluorescence intensity, but more particularly based on the angle of the laser beam and/or target surface. The appropriate mechanism (e.g., a controllable variable aperture **30** and/or a magnification or other characteristic of the relay optics **40**) is adjusted under the direction of the controller **60** to arrive at a desired, actual fluence for that or a subsequent ablation spot.

Adjusting fluence on a pulse-by-pulse basis, or at least within a single ablation pattern on a single layer of tissue, facilitates a more precise corrective refraction procedure than is conventionally available.

The relay optics **40** may include zoom up collimators, anamorphic prisms, and the like. The relay optics **40** may be translated under the control of the controller **60**. By translating the relay optics **40**, the size of the image of the beam can be used to provide adjustable fluence levels on the ablation zone of the cornea **10**.

For instance, as in the correction of myopia, which requires a photoablation scheme of more radiation toward the center and less around the periphery of the corneal surface, the relay optics **40** may be

SDOCID: <WO__0150945A2_I_>

moved accordingly to produce an image of the laser beam having an energy density profile of more concentrated energy density toward the center of the ablation zone and having less concentrated energy around the periphery. Herein, the size of the beam is maintained while the fluence is adjusted.

Fig. 3 illustrates an exemplary process for controlling or compensating fluence as a laser beam scans across an ablation pattern on a layer of target tissue, in accordance with the principles of the present invention.

In particular, as shown in Fig. 3, an ablating laser beam is directed along a beam path, and the energy density (i.e., fluence) is adjusted as the beam scans across a targeted ablation surface.

The present invention has particular application for custom ablation. For instance, prior to surgery, corneal topography or wavefront may be performed to collect surface feature or total eye data relating to a particular patient's eye. The topography aides in determining the ablation pattern as well as identifying any irregularities on the corneal surface, as is otherwise know in the art.

Based on a given ablation pattern (which may or may not be determined based on customized correction of the eye), a given ablation pattern is determined. In accordance with the principles of the present invention, the ablation pattern relates not only to the number and location of ablation spots, but also to the fluence level which is to be delivered to each ablation spot.

Thus, customized topography and wavefront data may be processed by the controller **60** to determine a particular refractive corrective scheme. The refractive correction scheme will typically include the planned ablation of a plurality of layers of tissue, each layer having an ablation pattern associated therewith, and each ablation pattern having a particular fluence level associated with each ablation spot.

DOCID: <WO__0150945A2 I >

To further refine the delivery of exact fluence levels at each ablation spot, the controller **60** may receive real-time spot size, laser beam angle, and/or target tissue angle information from the optical detector **80**.

The controller **60** then evaluates whether or not the appropriate beam image has been produced on the corneal surface. If adjustment is necessary, then the fluence of the laser beam may be adjusted in an appropriate manner, e.g., by adjusting the power level of the laser, by adjusting the attenuation level of the laser beam in a fast-acting attenuator, by adjusting a fast-acting variable aperture mechanism, by adjusting a characteristic of the relay optics, etc.

The optical detector can be placed at another location in the beam delivery path, before the laser beam impinges on the target surface, and the fluence level can be adjusted before allowed to impinge on the target surface.

While the invention has been described with reference to the exemplary embodiments thereof, those skilled in the art will be able to make various modifications to the described embodiments of the invention without departing from the true spirit and scope of the invention.

ISDOCID: <WO___0150945A2_I_>

CLAIMS

What is claimed is:

1. An ablation laser system having variable fluence, comprising:

a laser source;

relay optics for delivering a laser beam from said laser source to a target surface; and

an ablation spot fluence adjuster to adjust a fluence of an ablation pulse on said target surface on a pulse-by-pulse basis.

2. The ablation laser system having variable fluence according to claim 1, wherein:

said ablation spot fluence adjuster controls a variable aperture through which said laser beam passes.

3. The ablation laser system having variable fluence according to claim 1, wherein:

said ablation spot fluence adjuster controls a magnification of said relay optics.

4. The ablation laser system having variable fluence according to claim 1, wherein:

said system substantially overlaps ablation spots within a single ablation pattern on a single layer of target tissue.

5. The ablation laser system having variable fluence according to claim 2, wherein:

said system substantially overlaps ablation spots within a single ablation pattern on a single layer of target tissue.

IOCID: <WO___0150945A2_I_>

6. The ablation laser system having variable fluence according to claim 1, further comprising:

a fluence correction table accessible by said ablation spot fluence adjuster, said ablation spot fluence adjuster selecting a fluence correction factor from said fluence correction table based on an actually measured area of a contemporaneous ablation spot.

7. The ablation laser system having variable fluence according to claim 2, further comprising:

a fluence correction table accessible by said ablation spot fluence adjuster, said ablation spot fluence adjuster selecting a fluence correction factor from said fluence correction table based on an actually measured area of a contemporaneous ablation spot.

8. The ablation laser system having variable fluence according to claim 1, further comprising:

a scanner to scan said laser beam across said target surface.

9. The ablation laser system having variable fluence according to claim 2, further comprising:

a scanner to scan said laser beam across said target surface.

10. The ablation laser system having variable fluence according to claim 1, wherein:

said laser beam is 193 nm when output from a basic laser of said laser source.

SDOCID: <WO__0150945A2_I_>

11. The ablation laser system having variable fluence according to claim 2, wherein:

said laser beam is 193 nm when output from a basic laser of said laser source.

12. The ablation laser system having variable fluence according to claim 1, wherein:

said laser source is a basic laser having a fundamentally ultraviolet output at an output window.

13. An ablation laser system having variable fluence, comprising:

a laser source;

relay optics for delivering a laser beam from said laser source to a target surface; and

an ablation spot fluence adjuster to adjust an ablation spot fluence on said target surface by increasing a number of pulses per unit area in a periphery of said target surface as compared to a lower number of pulses per unit area in a central portion of said target surface.

14. The ablation laser system having variable fluence according to claim 13, wherein:

said system substantially overlaps ablation spots within a single ablation pattern on a single layer of target tissue.

15. The ablation laser system having variable fluence according to claim 14, wherein:

said substantial overlap is at least 50% overlap of adjacent ablation spots.

DOCID: <WO__0150945A2_I_>

16. The ablation laser system having variable fluence according to claim 13, further comprising:

a fluence correction table accessible by said ablation spot fluence adjuster, said ablation spot fluence adjuster selecting a fluence correction factor from said fluence correction table based on an actually measured area of a contemporaneous ablation spot.

17. The ablation laser system having variable fluence according to claim 13, further comprising:

a scanner to scan said laser beam across said target surface.

18. The ablation laser system having variable fluence according to claim 13, wherein:

said laser beam is 193 nm when output from a basic laser of said laser source.

19. A system for imparting ablating laser radiation onto a target curved surface, comprising:

a laser source having an output laser beam;

a variable aperture device;

a controller operatively connected to said aperture to adjust said diameter of said laser beam on a pulse-by-pulse basis;

relay optics for producing an image of said laser beam; and

turning optics to scan said image of said laser beam across said target surface.

ISDOCID: <WO___0150945A2_I_>

20. The system for imparting ablating laser radiation onto a target curved surface according to claim 19, wherein:

said variable aperture device adjusts a circular diameter of said laser beam.

21. The system for imparting ablating laser radiation onto a target curved surface according to claim 19, wherein:

said variable aperture device adjusts an elliptical diameter of said laser beam.

22. The system for imparting ablating laser radiation onto a target curved surface according to claim 19, further comprising:

an optical detector to provide real-time data of said laser beam image as it impinges onto said target surface.

23. The system for imparting ablating laser radiation onto a target curved surface according to claim 22, wherein:

said real-time data includes beam shape and size.

24. The system for imparting ablating laser radiation onto a target curved surface according to claim 22, wherein:

said real-time data includes fluorescence of cornea.

25. The system for imparting ablating laser radiation onto a target curved surface according to claim 22, wherein said optical detector comprises:

a photo detector.

DOCID: <WO___0150945A2_I_>

26. A method for providing laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout, said method comprising:

providing an ablating laser beam;

setting a cross-sectional shape of said ablating laser beam to a first size, with respect to a particular ablation spot of a particular ablation pattern on a particular layer of tissue to provide a given fluence level for that particular ablation spot;

scanning said ablating laser beam to another ablation spot of said particular ablation pattern on said particular layer of tissue; and

re-adjusting said cross-sectional shape of said ablating laser beam to a second size different from said first size, with respect to said another ablation spot, to maintain said given fluence level for said another ablation spot.

27. The method for providing laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout according to claim 26, further comprising:

monitoring an image of said laser beam on said curved surface; and

determining an area of said laser beam on said curved surface on a pulse-by-pulse basis.

28. The method for providing laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout according to claim 26, wherein:

said cross-sectional shape of said ablating laser beam is adjusted with a variable aperture mechanism.

SDOCID: <WO__0150945A2_I_>

29. The method for providing laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout according to claim 26, wherein:

said cross-sectional shape of said ablating laser beam is adjusted by changing a magnification of relay optics in a delivery path of said laser beam.

30. The method for providing laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout according to claim 26, further comprising:

determining a fluence of an ablation spot on a pulse-by-pulse basis.

31. The method for providing laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout according to claim 26, further comprising:

initially performing a topographical and/or wavefront measurement of said curved surface; and

adjusting a fluence of said ablating laser beam based on an irregularity on said curved surface identified in said measurement.

XOCID: <WO___0150945A2_I_>

32. Apparatus to provide laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout, comprising:

means for providing an ablating laser beam;

means for setting a cross-sectional shape of said ablating laser beam to a first size, with respect to a particular ablation spot of a particular ablation pattern on a particular layer of tissue to provide a given fluence level for that particular ablation spot;

means for scanning said ablating laser beam to another ablation spot of said particular ablation pattern on said particular layer of tissue; and

means for re-adjusting said cross-sectional shape of said ablating laser beam to a second size different from said first size, with respect to said another ablation spot, to maintain said given fluence level for said another ablation spot.

33. The apparatus to provide laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout according to claim 32, further comprising:

means for monitoring an image of said laser beam on said curved surface; and

means for determining an area of said laser beam on said curved surface on a pulse-by-pulse basis.

34. The apparatus to provide laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout according to claim 32, wherein:

said means for setting and said means for re-adjusting comprise a variable aperture mechanism.

SDOCID: <WO__0150945A2_I_>

35. The apparatus to provide laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout according to claim 32, wherein:

said means for setting and said means for re-adjusting comprise variable magnification optics in a delivery path of said laser beam.

36. The apparatus to provide laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout according to claim 32, further comprising:

means for determining a fluence of an ablation spot on a pulse-by-pulse basis.

37. The apparatus to provide laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout according to claim 32, further comprising:

means for initially performing a topographical and/or wavefront measurement of said curved surface; and

means for adjusting a fluence of said ablating laser beam based on an irregularity on said curved surface identified in said measurement.

XOCID: <WO__0150945A2_I_>

38. A method for providing laser radiation on a curved surface having a desired fluence throughout, said method comprising:

setting a fluence rate of an ablating laser beam to a first number of ablation spots per unit area with respect to a central region of said curved surface;

scanning said ablating laser beam in a central portion of said curved surface;

re-setting said fluence rate of said ablating laser beam to a second number of ablation spots per unit area higher than said first number; and

scanning said ablating laser beam in a peripheral portion of said curved surface.

SDOCID: <WO___0150945A2_1_>

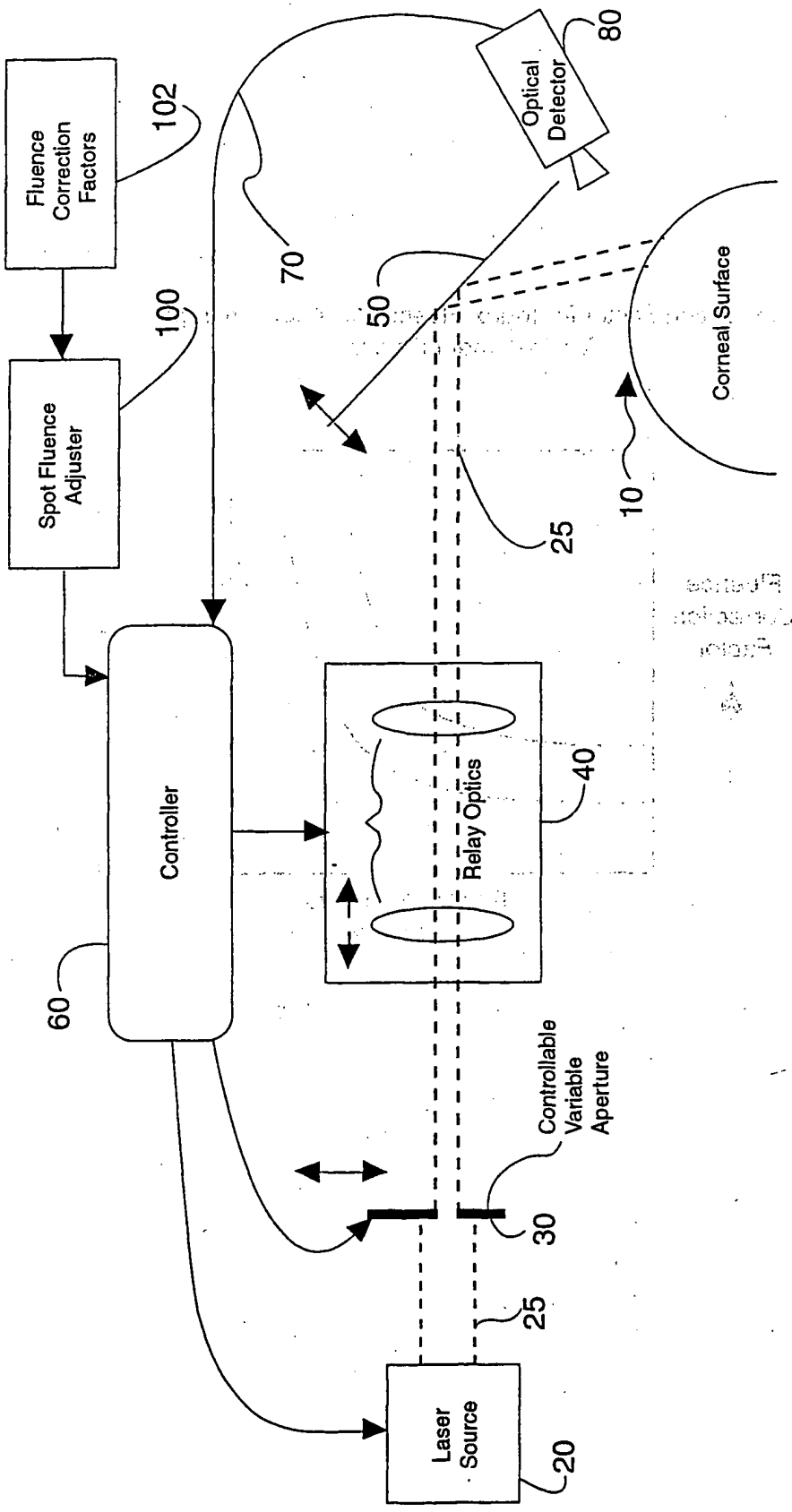


FIG. 1

)OCID: <WO___0150945A2_I_>

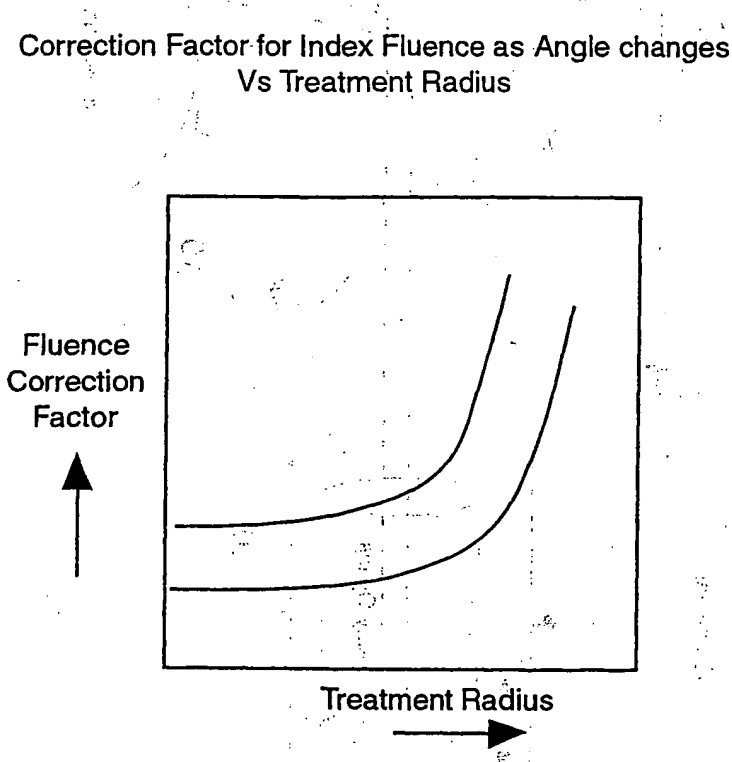


FIG. 2

SDOCID: <WO___0150945A2_I_>

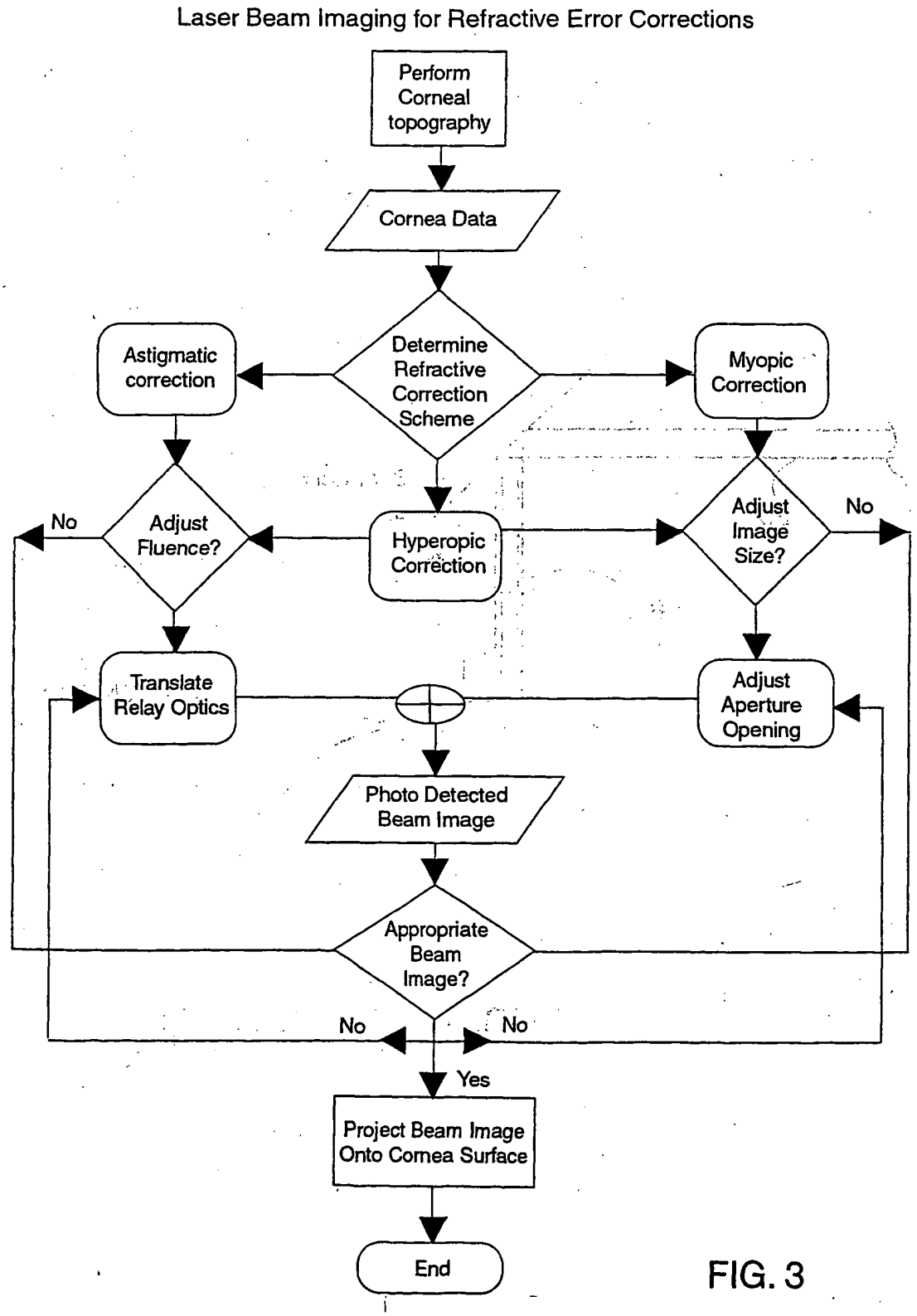


FIG. 3

DOCID: <WO___0150945A2_I_>

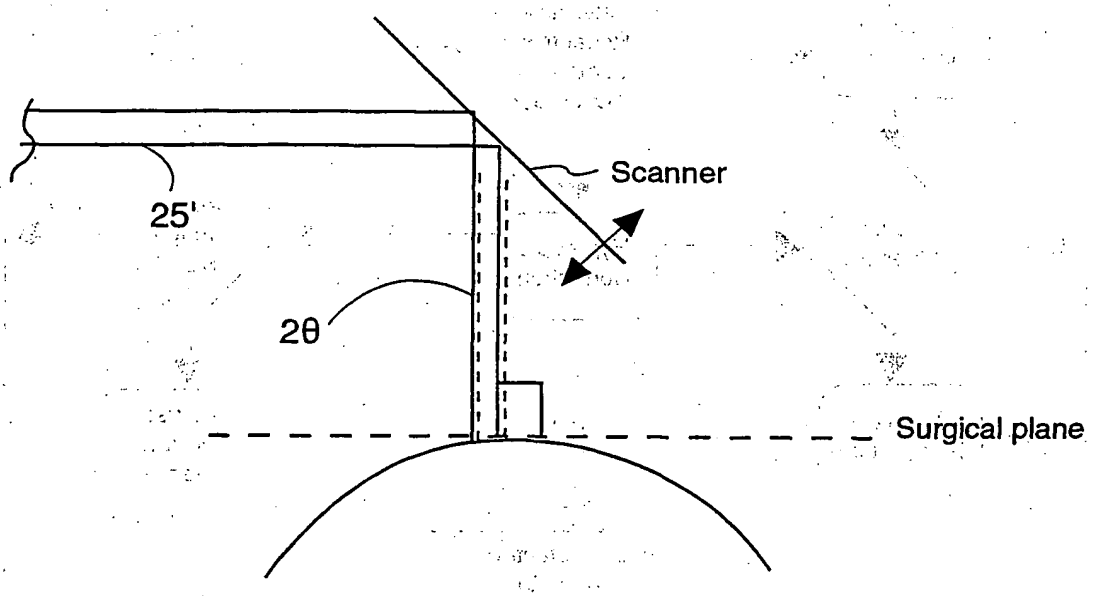


FIG. 4A PRIOR ART

SDOCID: <WO___0150945A2_I_>

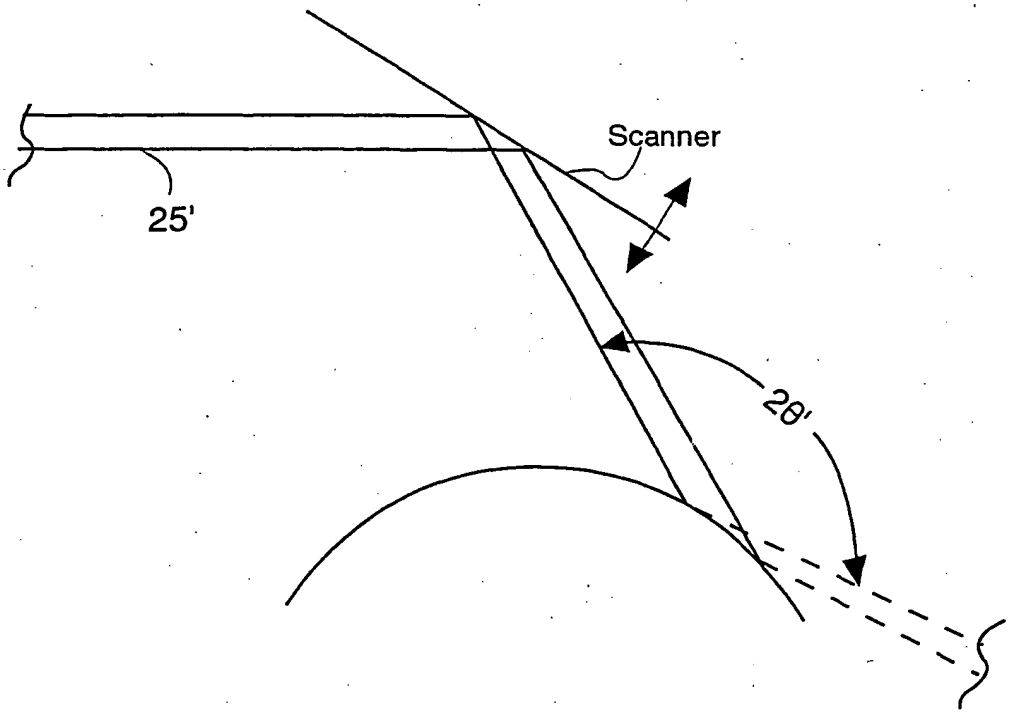


FIG. 4B PRIOR ART

DOCID: <WO___0150945A2_I_>